Diss. Düsseldorf

1982

Klaus-Peter Benedix

en

Jörg-Peter Bach

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41536505_0035

Aus der Abteilung für Prothetik und Defektprothetik
Direktor Prof. Dr. H. Böttger
der Westdeutschen Kieferklinik Düsseldorf, Moorenstr. 5
Geschäftsführender Direktor Prof. Dr. F. Schübel

Möglichkeiten zur Untersuchung von Füllungsmaterialien unter klinischen Bedingungen am Beispiel des Amalgams

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin

Der Medizinischen Fakultät der Universität Düsseldorf
vorgelegt von

Klaus-Peter Benedix
Jörg-Peter Bock

1982

Danksagung

Für die Anregung und Unterstützung der vorliegenden Dissertation, besonders im experimentellen Teil, sind wir Herrn Prof. Dr. H.J. Rehberg zu großem Dank verpflichtet.

Klaus-Peter Benedix
Jörg-Peter Bock

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

Der Dekan
der Medizinischen Fakultät
der Universität Düsseldorf

gez. Prof. Dr. Arnold

Referent
gez. Prof. Dr. Rehberg

Koreferent
gez. Prof. Dr. Schübel

Inhaltsverzeichnis:

		Seite
1.	Einleitung	1
2.	Amalgame	4
2.1.	Geschichtlicher Überblick	4
2.2.	Normen für Legierungen von Amalgam	6
2.2.1.	Spezifikationen	6
2.2.2.	Prüfmethoden	7
2.3.	Klassen von Amalgam	9
2.4.	Materialeigenschaften und Randbruch	12
2.4.1.	Korrosion	12
2.4.2.	Randspalten (Kantenfrakturen)	13
2.5.	Zubereitung und Verarbeitung von Amalgamen	15
2.5.1.	Trituration	15
2.5.2.	Stopfen und Kondensieren	16
2.5.3.	Carving	16
2.5.4.	Burnishing	17
2.5.5.	Politur	17
2.5.6.	Toxizität	18
3.	Vorversuche	20
3.1.	Grundlagen der Kavitätenpräparation	20
3.2.	Kunststoffzähne	26
3.2.1.	Kavität	26
3.2.2.	Füllungen	26
3.3.	Porzellanzähne	28
3.3.1.	Kavität	28
3.3.2.	Füllungen	30
3.4.	Natürliche Zähne	32
3.5.	Fotodokumentation	36
3.6.	Schlußbemerkungen zu den Vorversuchen	38
4.	Experimenteller Teil	39
4.1.	Versuchsablauf	39
4.2.	Auswertung	43

Seite

5. Schlußbemerkungen 48

6. Anhang 49

7. Literaturverzeichnis 62

1. Einleitung

In der zahnärztlichen Werkstoffkunde werden, wie auch in der Dentalindustrie, immer wieder neue Werkstoffe entwickelt, um die zahnärztliche Versorgung der Bevölkerung auch von der Materialseite her zu verbessern.
So sind in den letzten Jahren neue Amalgame bzw. Weiterentwicklungen älterer Füllungspräparate auf den Markt gekommen. Diese Werkstoffe werden in der Entwicklungsphase zunächst im Labor den in Spezifikationen vorgeschriebenen Versuchen unterzogen, um ihre physikalisch-mechanischen Eigenschaften, wie z. B. Druckfestigkeit, Creep und Expansionsverhalten, zu testen. In Zukunft werden auch biologisch-toxikologische Untersuchungen bei neuen Präparaten notwendig werden, da Füllungsmaterialien heute als Arzneimittel im Sinne des Gesetzes (AMG § 78) gelten.
Dieses Gesetz verlangt auch klinische Untersuchungen am Patienten, da sich Materialien unter biologischen Bedingungen möglicherweise anders verhalten als unter Labor-Bedingungen: In der Mundhöhle sind die Werkstoffe nicht nur ständig sich ändernden mechanischen Belastungen (Kaudruck) ausgesetzt, sondern auch die einwirkende Temperatur ist speziell während der Nahrungsaufnahme ständigen Wechseln unterworfen; desweiteren sind die Einflüsse des Speichels, saurer und alkalischer Nahrungsmittel sowie der Stoffwechselprodukte von Bakterien für das Materiallangzeitverhalten wichtig. Nur unter Berücksichtigung dieser Aspekte kann die klinische Gesamtqualität eines zahnärztlichen Füllungswerkstoffes bestimmt werden.

Hinsichtlich der klinischen Untersuchung eines Füllungswerkstoffes bieten sich zwei unterschiedliche Verfahrensweisen an. Zum einen kann man das zu testende Füllungsmaterial in natürliche Zähne von Patienten einbringen, zum anderen ist es möglich, die zu untersuchenden Materialien in künstlichen Zahnersatz zu legen.

Untersuchungen an natürlichen Zähnen[1] haben gezeigt, daß für das bloße Auge sichtbare Veränderungen des Materials frühestens nach 1 - 2 Jah-

---

(1) vgl. Letzel u.a., Tarnish, Corrosion, Mar ginal Fracture, and Creep of Amalgam Restorations: A Two-Year Clinical Study

ren auftreten. Das bedeutet, daß die zum Versuch ausgewählten Patienten mindestens zweimal innerhalb von zwei Jahren zur Kontrolle erscheinen müssen. Dabei kann lediglich eine oberflächliche Untersuchung der Füllungsmaterialien mit Spiegel und Sonde erfolgen, da die gefüllten Zähne nicht, außer bei gelegentlich notwendiger Extraktion, aus der Mundhöhle entfernt werden können. So fällt aus diesem Grunde schon eine genauere, direkte Untersuchung (z.B. Mikroskop) der Füllungen außer Betracht. Auch die Herstellung eines Abdruckes bietet nicht alle wünschenswerten Auswertungsmöglichkeiten. Hier ist lediglich eine rein optische Beurteilung der Füllungsoberfläche bzw. des Füllungsrandes möglich.

Ein weiterer wichtiger Grund gegen die Versuche in natürlichen Zähnen besteht darin, daß der Untersuchende in seinem Versuchsprogramm weitgehend von individuellen Faktoren des Patienten abhängig ist. Er muß sich schon beim Präparieren der Kavitäten nach Art und Ausmaß der Karies richten, muß somit häufig verschiedene Kavitätenformen präparieren. Dadurch werden auch untereinander abweichende Formen der Füllungen bedingt, die sich schwer miteinander vergleichen lassen.
Gleichzeitig ist die Zahl der zu legenden Füllungen je Patient stark eingeschränkt, da es gegen die zahnärztliche Ethik verstoßen würde, Füllungen in völlig gesunde Zähne zu legen.
Als Folge muß eine große Anzahl von Patienten in das Versuchsprogramm einbezogen werden. Hierdurch wird die Variationsbreite der Ergebnisse noch größer, denn zusätzlich fließen das bei jedem Patienten unterschiedliche Kauverhalten und das Mundmilieu als variable Faktoren in die Ergebnisse ein. Auch die individuelle Mundpflege sowie die Gesamtmitarbeit des Patienten erschweren die Auswertungsmöglichkeiten. Schließlich darf man nicht verkennen, daß man bei einem neuen Füllungsmaterial u. U. auch den Patienten, speziell die Pulpen seiner Zähne, gefährden könnte.

Es soll daher Ziel dieser Arbeit sein, die Frage zu prüfen und Methoden zu entwickeln, ob Füllungsmaterialien in künstlichen, herausnehmbaren Zahnersatz gelegt werden können.
Daraus könnten sich eine ganze Anzahl offensichtlicher Vorteile ergeben.
Grundsätzlich bieten sich für die Erprobung von Füllungsmaterialien

Träger von Totalprothesen an. Hier kann man jeweils eine maximale Anzahl von Füllungen bei gleichem Mundmilieu legen. Da bei den Totalprothesen Zahnformen verwendet werden, die nur hinsichtlich der Größe der Zähne leicht differieren, gelangt man zu einer großen Anzahl standardisierbarer Füllungen. Die Kavitäten sind nicht von Karies und Pulpaausdehnung abhängig; auch eine Schädigung der Pulpa ist nicht möglich. Das Legen der Füllungen in Prothesenzähne bietet weiterhin den Vorteil, daß Präparation und Legen der Füllungen außerhalb des Mundes erfolgen und somit eine definierte, äußerst genaue Arbeitsweise möglich ist. Dies bedeutet, daß die Füllungen unter absoluter Trockenheit gelegt werden können, das Material ohne Gegenzahnkontakt vollständig aushärten[2] und abschließend eine exakte Finierung und Politur erfolgen kann. Da die Füllungen mit der Prothese erst nach Aushärten und Politur in den Patientenmund gelangen, besteht auch keine Gefahr durch mögliche erhöhte Abgabe von Quecksilber.[3] So ist das Risiko für den Patienten stark verringert. Desweiteren werden die Auswertungsmöglichkeiten durch derartiges Vorgehen wesentlich verbessert. Die mikroskopische Auswertung gewinnnt hier an Bedeutung, da die gefüllten Prothesenzähne, im Gegensatz zu natürlichen Zähnen, direkt unter dem Mikroskop betrachtet werden können. So sind bereits kleinste Veränderungen der Füllungen nach kürzerer Zeit erkennbar. Da die Versuchszähne nach Ablauf des eigentlichen Versuchsprogrammes in der Prothese durch neue Zähne ersetzt werden können, ist eine weitergehende Untersuchung (z.B. Querschnitt der Füllung mit anschließender Mikroanalyse) möglich.

Alles in allem sind die Vorteile beim Legen von zahnärztlichen Füllungsmaterialien in künstlichen Zahnersatz nicht zu übersehen. Auf die damit jedoch verbundenen Einzelprobleme soll in dieser Arbeit nun näher eingegangen werden.

---

(2) vgl. C.H. Fischer, Die Amalgamfüllung

(3) vgl. L. Castagnola, Quecksilberverdampfung bei der Amalgamverarbeitung, insbesondere beim Gebrauch vordosierter Kapseln

2. Amalgame

In diesem Kapitel soll auf die Problematik der Amalgame, speziell im werkstoffkundlichen Sinne, eingegangen werden. Zuerst soll ein geschichtlicher Abriß über die Entstehung dieser zahnärztlichen Werkstoffe gegeben werden.

2.1. Geschichtlicher Überblick

Nach Riethe dürfte die Entdeckung der Amalgame und die Löslichkeit von Gold und Silber in Quecksilber in Kleinasien oder Ägypten geschehen sein.[1]
Chu Hsi Tao berichtet, daß 600 v. Chr. - in den Jahren der T'ang Dynastie (618 - 907)[2] - eine Vorschrift zur Herstellung einer Silber-Zinn-Quecksilber-Paste beschrieben wurde.
Die Matera Medica stammte wahrscheinlich von dem Arzt Fu Keng, doch auch andere chinesische Ärzte beschrieben während dieser Dynastie Silber-Amalgame für Füllungszwecke.[3]

In Europa wurden erst 1601 die Herstellungsvorschriften für Kupfer-Amalgame von dem Lüneburger Stadtarzt Tobias Dornkrellius beschrieben. Ihr Ursprung geht auf ein mittelalterliches Inkunabel zurück.[4]
Nach Riethe[5] stammt dieses Rezept aus einer noch älteren Handschrift aus dem Jahre 1528, die aus den Manuskripten des Ulmer Arztes Johannes Stocker übertragen worden war.

In Frankreich wird Regnart genannt, der aus der sogenannten "d'Arcet'schen Masse" - bestehend aus 8 Teilen Wismut, 5 Teilen Blei und 3 Teilen Zinn unter Zusetzung von Quecksilber ein Amalgam herstellte.[6]
Regnart vermischte "10 Teile d'Arcet-Masse mit einem Teil Quecksilber und drückte dadurch den Schmelzpunkt auf 68° C herab und den

---

(1) vgl. Riethe, Die Quintessenz der Amalgamanwendung
(2) ebd.
(3) vgl. Ederer, Probleme der Amalgamfüllung in Vergangenheit und Gegenwart
(4) vgl. Baume, Die Amalgamfüllung anno 1601
(5) vgl. Riethe, a.a.O.
(6) s. Riethe, a.a.O., S. 12

Erstarrungspunkt auf 55° C".
Taveau hat nach 1826 Feilspäne von Silbermünzen, vermutlich eine Silber-Kupfer-Legierung, mit Quecksilber vermischt.
Das knetbare Amalgam, dem er die Bezeichnung "Pate d'Argent" gab, benutzte er zum Füllen von Zahnkavitäten.
In Amerika entstand 1840 die"American Society of Dental Surgeons" hauptsächlich als Instrument der Abwehr gegen die Erfindung von Taveau. Denn das Amalgam wird in Acht und Bann erklärt. So schrieb Christian Harris, Amalgam sei das verderblichste Material, das je verwandt worden ist.[7]

Um die Jahrhundertwende arbeiteten A. Witzel in Deutschland und G.K. Black in Amerika intensiv über Silber-Zinn-Feilungen[8] als Legierungsgrundlage für die Amalgamherstellung.
Mit diesen Silber-Zinn-Legierungen wurden erstmals gute Ergebnisse in mechanischer und korrosiver und somit auch in biologischer Hinsicht erzielt.
Im Jahre 1963 kam ein Zusatz eines Silber-Kupfer-Eutektikums auf den Markt, welches mehr Kupfer enthält, als in den Normen erlaubt (Dispersalloy^{R}).
1971 kam die erste hochkupferhaltige 1-Phasen-Legierung (Tytin^{R}) auf den Markt, die ebenfalls nicht der ursprünglichen Zusammensetzung entsprach.
Durch hohe Preise für Silber bedingt, sind seit einigen Jahren sogenannte Niedrig-Silber hochkupferhaltige Legierungen entwickelt worden, z.B. Sybralloy^{R}.
Die ADA-Spezifikation Nr. 1 wurde dieser Entwicklung 1977 angepaßt.[9]
Damit ist aber das Problem der biologischen Verträglichkeit dieser neuen Legierung wichtig geworden, da es keinen in-vitro-Korrosionstest gibt, der den Biotop der Mundhöhle exakt simuliert. Auch das Langzeit-Verhalten von Amalgam-Legierungen ist mit Laborversuchen nicht genau zu ermitteln.
Daher sind klinische Untersuchungen in der Mundhöhle notwendig und wichtig.

---

(7) vgl. Riethe
(8) vgl. Riethe, a.a.O.; Eichner (ed.), Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
(9) vgl. Revised American Dental Association Specification No.1 for Alloy for Dental Amalgam, 1977

2.2. Normen für Legierungen von Amalgam

2.2.1. Spezifikationen

In Amerika wurde 1931 erstmals eine Spezifikation für Dental-Amalgame aufgestellt, die ihre Anerkennung 1934 durch die American Dental Association (ADA) bekam. 1957 wurde diese von der Federation Dentaire International (FDI) inhaltlich übernommen.
Auf internationaler Ebene entstand dann eine ISO-Norm (1970)[10], die bis auf die Zusammensetzung mit den oben genannten Spezifikationen weitgehend inhaltlich übereinstimmte.
Eine Revision dieser ISO 1559 erfolgte 1978.[11]
In Deutschland besteht z. Zt. nur ein Entwurf für hochsilberhaltige Legierungen, DIN 13904 vom Mai 1980.[12] Dieser Norm-Entwurf weicht in einigen Punkten von der ISO 1559 des Jahres 1978 "Alloy for Dental Amalgam" ab.

In dem ISO-Standard werden noch folgende Legierungsanteile für Amalgam aufgeführt:[13]

	in Gewichts-Prozent:	
Silber	min. 65	
Zinn	min. 25	max. 29
Kupfer		max. 6
Zink		max. 2
Quecksilber		max. 3

---

(10) vgl. ISO Recommendation R 1559-1970
(11) vgl. International Organization for Standardization, Alloy for dental amalgam, ISO 1559-1978 (E)
(12) vgl. Normenausschuß Dental im DIN Deutsches Institut für Normung e.V., Dentalwerkstoffe, DIN 13904, Teil 1, Entwurf Mai 1980
(13) vgl. Castagnola, Klinische und materialspezifische Aspekte herkömmlicher und Gamma-2-freier Amalgame

Die Anforderungen an die Zusammensetzung der Legierungen sind nach dem Entwurf der DIN 13904 wie folgt:

Massengehalt in Prozent:	
Silber	min. 65
Zinn	max. 29
Kupfer	max. 15
Zink	max. 2
Quecksilber	max. 3

Es besteht hinsichtlich des Kupfer-Gehaltes zwischen dem Entwurf der DIN 13904 und der ISO 1559 ein entscheidender Unterschied: der erlaubte Kupfer-Gehalt wurde von max. 6 % auf max. 15 % erhöht.
Auch die ADA-Spezifikation Nr. 1 hat die frühere enge Begrenzung der Zusammensetzung aufgegeben und verlangt nur noch ein bestimmtes Verhältnis der Legierungsanteile untereinander.[14]

2.2.2. Prüfmethoden

Im folgenden soll noch kurz auf die Anforderungen und Prüfmethoden hinsichtlich physikalischer Eigenschaften, der Dimensionsänderung, des Flow und des Creep eingegangen werden.

Dimensionsänderungen während des Erhärtens:
Die Prüfkörper werden entsprechend der Normvorschriften angefertigt und geprüft.
Die Längenänderung des Prüfkörpers während des Erhärtens soll innerhalb von 24 Stunden laut ISO 1559[15] nicht weniger als 0 und nicht mehr als 20 nm pro Zentimeter laut ADA Nr. 1[16] und laut DIN 13904 (Entwurf)[17] betragen.

---

(14) vgl. American Dental Association Specification No. 1, a.a.O.
(15) vgl. ISO 1559-1978 (E), a.a.O.
(16) vgl. American Dental Association Specification No. 1, a.a.O.
(17) vgl. Normenausschuß Dental, a.a.O.

Die Dimensionsänderung ist von mehreren Variablen abhängig, die nur z. T. vom Verarbeiter beeinflußbar sind:

- chemische Zusammensetzung und Vorbehandlung des Legierungspulvers
- Form und Größe der Pulverteilchen
- dem Alter und der Kerngrößenverteilung der Teilchen
- der Verarbeitung des Legierungspulvers mit Quecksilber, d.h.
  - der Dosierung Pulver zu Quecksilber
  - der Art und Dauer der Trituration
  - der Art und Stärke der Kondensierung
  - dem Quecksilbergehalt der Probe.

Ob ein im Laboratoriumsversuch die Normvorschriften erfüllendes Amalgam unbedingt auch klinisch eine Füllung mit gutem Randschluß ergibt, ist daher auch wesentlich vom jeweiligen Vorgehen des Verarbeiters abhängig.

Druckfestigkeit:

Die Plastizität, die zum Stopfen nötig ist, geht innerhalb von ca. 5 - 10 Minuten verloren; das Amalgam bindet ab. Die geforderte Anfangsfestigkeit wird ausgedrückt durch die erreichte Mindestdruckfestigkeit eine Stunde nach Herstellung des Prüfkörpers. Wird eine Amalgamfüllung zu früh einer Kau-(=Druck-)belastung ausgesetzt, so kommt es zum Bruch der Füllung. Somit ist die Anfangsfestigkeit für die Belastungsfestigkeit einer frisch gelegten Füllung von entscheidender Bedeutung. In der DIN-Norm 13904 (Entwurf) wird ein Mindestwert von 50 N/mm^2 nach einer Stunde gefordert, um auch viel gebrauchten langsam erhärtenden Präparaten gerecht zu werden. In den anderen Normen liegt die Grenze bei mindestens 80 N/mm^2.

Nach 12 Stunden erreichen alle Amalgame eine Festigkeit, die nur noch um 10 - 20 % steigt. Die nach 24 Stunden erreichten Werte steigen nur noch leicht bis zum ca. 7. Tag an und bleiben dann konstant. Nur in der deutschen Norm wird eine Mindestfestigkeit von 300 N/mm^2 nach 24 Stunden verlangt.

Flow:
Die Flow-Prüfung an einem Prüfkörper - nur noch in älteren Normen gefordert - gibt nur einen Hinweis auf die Erhärtungsgeschwindigkeit eines Amalgams und wird heute durch die oben beschriebene Einstunden-Druckfestigkeitsprüfung ersetzt.

Creep:
Der Creep-Test erfolgt nach der ADA-Spezifikation am voll erhärteten Prüfkörper, der 7 Tage bei 37° C gelagert wurde. Dieser Druck-Test dauert 4 Stunden, und die Differenz der Länge zwischen der 1. Stunde und der 4. Stunde Belastung zur Ausgangslänge wird in Prozent angegeben. Im Addendum von 1980[18] zur ADA-Vorschrift Nr. 1 des Jahres 1978 wird gefordert, daß der Creep 3 % nicht überschreiten sollte. Die Creep-Bestimmung wurde deshalb aufgenommen, da ein direkter Zusammenhang zwischen geringem Creep-Wert und einem wesentlich verzögerten Abbrechen der Ränder einer Füllung in klinischem Dauergebrauch, zumindest bei konventionellen Legierungen, zu bestehen scheint.
Hochkupferhaltige Legierungen zeigen häufig sehr gute, geringe Creep-Werte, während viele konventionelle Legierungen einen relativ hohen Creep aufweisen.[19]

2.3. Klassen von Amalgam

Man kann bezüglich der Partikelform und -größe der handelsüblichen Metall-Pulver folgende Typen unterscheiden:[20]

1. Spanförmige Pulver
   - grob und/oder mittelkörnig
   - feines Korn
2. kugelförmige Pulver
3. gemischte Pulver
   - Späne und Kugeln

---

(18) Addendum to American National Standards Institute/American Dental Association Specification No. 1 for Alloy for Dental Amalgam, 198
(19) vgl. Rehberg, Der derzeitige Stand bei Dentalamalgamen
(20) vgl. Castagnola, a.a.O.

Zu unterscheiden sind hinsichtlich der Zusammensetzung:

a) Pulver mit konventioneller Zusammensetzung (entsprechend ISO-Standard)

b) hoch kupferhaltige Pulver (6 % Cu)
   - mit einem Silberanteil ≧ 65 %
   - mit einem Silberanteil < 65 %

Konventionelle Legierungen:

Die wichtigste Komponente dieser Pulver ist die intermetallische Verbindung Silber-Zinn (Ag_3Sn). Gemäß der Definition und Nomenklatur der Amalgam-Micro-Struktur wird diese als Gamma-Phase bezeichnet.[21]

Da der Silbergehalt dieser Legierungen nur selten 70 % übersteigt, liegt in den Legierungen stets die Gamma-Phase (Ag_3Sn) als Hauptbestandteil vor. Als Nebenphasen können noch je nach Legierungszusammensetzung und thermischer Vorbehandlung die silberreiche β-Phase oder die Cu_3Sn-Phase auftreten.[22]

Beim Erhärtungsvorgang bildet sich ein aus mehreren kristallinen Phasen bestehendes Gemisch, bedingt durch die Reaktion zwischen Quecksilber und den Legierungsanteilen.

Gamma-Phase (Ausgangslegierung):
zusammengesetzt aus Silber-Zinn (Ag_3Sn)
Daraus bilden sich:
Gamma-1-Phase:
zusammengesetzt aus Silber und Quecksilber (Ag_3Hg_4)
Gamma-2-Phase:
zusammengesetzt aus Zinn und Quecksilber (Sn_7Hg)
η'-Phase:
zusammengesetzt aus Kupfer und Zinn (Cu_6Sn_5)

In vereinfachter Weise stellt sich das Abbinden und Erhärten des Amalgams auch an Hand folgender Reaktionsgleichung dar:[23]

$7\ Ag_3Sn\ (=\gamma) + 29\ Hg \rightarrow 7\ Ag_3Hg_4\ (=\gamma_1) + Sn_7Hg\ (=\gamma_2)$

---

(21) vgl. Anderko, Constitution of binary alloy
(22) vgl. Eichner, a.a.O.; Riethe, a.a.O.
(23) s. Eichner, a.a.O., S. 382;
s. Riethe, a.a.O., S. 41

Nach der Gleichung entstehen aus der Gamma-Phase der Ausgangslegierung und dem flüssigen Quecksilber die neuen kristallinen Phasen γ_1 und γ_2. Das flüssige Quecksilber wird unter Abbindung und Erhärtung des Amalgams verbraucht.
Da laut dieser Gleichung pro Gramm γ-Phase zwei Gramm Quecksilber nötig sind, damit alles γ umgesetzt wird, aber üblicherweise nur etwa ein Gramm Quecksilber für ein Gramm Pulver verwendet wird, bleibt neben den neu gebildeten Phasen γ_1 und γ_2 stets noch unverbrauchtes Gamma übrig. Das erhärtete Amalgam besteht somit aus Teilen der γ-Phase (der Ausgangslegierung) und der γ_1 - sowie der γ_2-Phase.
Die γ_1-Phase, die dem System Silber-Quecksilber angehört, kristallisiert in einem kubischen Gitter. Die γ_2-Phase, die durch Anlagerung von Quecksilber an das Zinn entsteht, und deren Anteil bei etwa 7 - 10 % liegt, hat keine exakt definierte Zusammensetzung, vielmehr kann nach Riethe[24] das Verhältnis Quecksilber zu Zinn in verhältnismäßig weiten Grenzen variieren.
Die Struktur ist hexagonal. Es wird angenommen, daß die Kristallisation der γ_1-Phase für die Expansion der Amalgame während der Erhärtung verantwortlich ist, während die γ_2-Phase eine Kontraktion bewirkt.[25]
Die γ_2-Phase ist bei den konventionellen Amalgamen verantwortlich für die Korrosionsanfälligkeit, das Schwarzwerden der Füllungsoberfläche, wie auch für das Entstehen der Brüche an den Füllungsrändern. Dadurch wird die Lebensdauer einer Füllung reduziert.[26]
Je weniger γ_2 eine Füllung enthält, umso günstiger ist ihre Dauerbeständigkeit zu beurteilen.

Gamma-2-freie Amalgame:
Es werden hierbei zwei Typen unterschieden:

1. Pulver, welches aus zwei verschiedenen, getrennt hergestellten Pulvern gemischt wird. In diesem Falle wird zu etwa 2/3 konventionellem Pulver 1/3 eines Pulvers aus einer Silber-Kupfer-Legierung zugemischt (z.B. Dispersalloy^R, Luxalloy^R).

---

(24) vgl. Riethe, a.a.O.
(25) vgl. Eichner, a.a.O.
(26) vgl. Castagnola, a.a.O.

2. Pulver, welches aus einer einheitlichen Legierung besteht. Hier ist der Kupfer-Gehalt in der Legierung auf Kosten anderer Legierungskomponenten in der konventionellen Zusammensetzung erheblich erhöht worden (um 10 - 30 %) (z.B. Tytin^{R}, Aristalloy CR^{R}).

Bei den hochkupferhaltigen Legierungen Typ 1 wird durch den hohen Kupferanteil des zugesetzten Silber-Kupfer-Eutektikums Ag : Cu = 72% : 28% die Bildung der Gamma-2-Phase weitgehend verhindert (sie beträgt weniger als 0,2 Volumen-Prozent).[27]
Das Kupfer des Eutektikums verbindet sich mit dem Zinn des konventionellen Pulveranteils zu einer neuen Kristallphase η' (Cu_6Sn_5), so daß sich die γ_2 -Phase nicht bzw. kaum bildet. Dieser Vorgang zieht sich - je nach Fabrikat - über Monate hin.[28]
Diese neue Phase soll mechanisch stabiler und chemisch widerstandsfähiger (korrosionsstabiler) als die γ_2 -Phase sein.[29]

2.4. Materialeigenschaften und Randbruch

2.4.1. Korrosion

Amalgame korrodieren häufig im Mund, wobei nach Eichner[30], Dreyer-Jørgensen[31], Marshall[32], Riethe[33] u.a. hierbei vorwiegend die γ_2 -Phase der konventionellen Amalgame angegriffen wird.
Diese Phase ist gegenüber den anderen Phasen elektrochemisch am unedelsten und besitzt etwa das stark negative elektrochemische Potential des Zinns. Auch die aerobe Korrosion spielt im Munde eine Rolle, denn der jeweils unterschiedlich vorliegende Sauerstoffgehalt des Speichels ist ebenfalls eine Voraussetzung für einen korrosiven

---

(27) vgl. Castagnola, a.a.O.
(28) vgl. Rehberg, a.a.O.
(29) vgl. Castagnola, a.a.O.
(30) vgl. Eichner, a.a.O.
(31) vgl. Dreyer-Jørgensen, Füllungsmaterialien
(32) vgl. Marshall, Cu-Rich and Conventional Amalgams After Clinical Use
(33) vgl. Riethe, a.a.O.

Angriff auf die Gamma-2-Phase.[34]
Bei der korrosiven Zersetzung bilden sich aus dem Zinn Zinnoxide, -chloride, -sulfid und ähnliche Zinnsalze, während das Quecksilber in die Füllung hinein diffundiert und sich mit noch erhaltenen Körnern der Gamma-Phase (Ag_3Sn) verbindet.[35] Dieser Vorgang führt zur sogenannten merkuroskopischen Expansion[36] und bewirkt ein "Herauswachsen" der Füllungsränder und deren Abbiegung von der Kavitätenwand. Spaltverbreiterung und anschließender Kantenbruch sind die Folge.
Die Zinnionen scheiden sich vorwiegend an allen Füllungsoberflächen ab. OH- und S-Ionen, aus dem Speichel z.B., verbinden sich mit den Metallionen und bilden eine Deckschicht. Der Fortgang der Korrosion kann dadurch entscheidend beeinflußt werden, denn diese meist verfärbte Deckschicht verhindert, daß neue Ionen in Lösung gehen. Man spricht daher auch von einer Passivierungsschicht, die einen gewissen Selbstschutz des Metalls darstellt.
Die Silber-Kupfer-Phasen und die Kupfer-Zinn-Phasen der hochkupferhaltigen Amalgame bilden mit den anderen Phasen aber auch im Munde Korrosionselemente, so daß Kupferionen in Lösung gehen. Die Korrosionserscheinungen sind jedoch bei Füllungen aus hochkupferhaltigen Legierungen weniger stark ausgeprägt gegenüber konventionellen Amalgamen, da deren neugebildete Phasen nicht so stark elektronegativ sind.
Weiterhin weisen diese Amalgame einen geringeren Creep, höhere Anfangs - und Endfestigkeit, sowie eine verzögerte Verfärbung auf.

2.4.2. Randspalten (Kantenfrakturen)

Frakturen an Füllungsrändern sind beinahe ausschließlich auf aerobe Korrosionen der γ_2-Phase konventioneller Legierungen zurückzuführen. Und zwar bei solchen Amalgamflächen, die zur Kavitätenwand hin gerichtet sind. Das bei der Korrosion freigesetzte Quecksilber diffundiert in die γ-Phase dieser Fläche, wodurch die keilförmige Amalgamkante unilateral, infolge merkuroskopischer Expansion expandiert und von der Kavitätenwand abbiegt. Wenn diese Abbiegung

---

(34) vgl. Dreyer-Jørgensen, a.a.O.
(35) vgl. Rehberg, a.a.O.
(36) vgl. Dreyer-Jørgensen, a.a.O.

größer als die maximale Flexibilität der Kante wird, kann diese unter der funktionellen Belastung brechen.[37]
Frakturen der Füllungskante verlaufen spitz- und stumpfwinklig. Die mit spitzem Winkel sind Folge von Druckbelastung, die mit stumpfem Winkel von Zugbelastung. Zahlenmäßig größer sind die mit spitzwinkligen Frakturen. Der Bruchwinkel hängt nicht von der Belastungsgröße, sondern von der Größe des Kantenwinkels ab, während die Bruchtiefe sowohl von der Größe des Kantenwinkels als auch von der Größe der Belastung abhängt.[38]
Der Winkel der Füllungskante sollte daher möglichst groß - nach Dreyer-Jørgensen soll der Winkel der Füllungskante möglichst 90° betragen, da eine solche Füllungskante bei merkuroskopischer Expansion nicht abbiegt[39] - sein. Der Quecksilber-Gehalt soll in Füllungsrandgebieten möglichst klein gehalten werden. Desweiteren fordert Dreyer-Jørgensen, daß Amalgame anzuwenden sind, die einen möglichst geringen Creep aufweisen, denn:
Je größer der Creep als Materialeigenschaft in einer gegebenen Amalgamkante ist, desto weniger Widerstand leistet diese gegenüber merkuroskopischer Abbiegung und umso größer wird die Wahrscheinlichkeit für eine gerade so weit gehende Abbiegung, daß die Kante unter Belastung frakturiert.
Weiterhin ist zu fordern:
- Amalgam mit geringster Korrosion zu verwenden
- daß die angewandte Füllungstechnik eine möglichst geringe Porosität in Amalgam gewährleistet
- daß eine bestmögliche Hygiene überall auf den Füllungsoberflächen ermöglicht wird, die durch eine gute Politur des Amalgams erzielt und längere Zeit aufrechterhalten werden kann.[40]

---

(37) vgl. Dreyer-Jørgensen, a.a.O.
(38) ebd.
(39) ebd.
(40) s. Eichner, a.a.O., S. 388

2.5. Zubereitung und Verarbeitung von Amalgamen

2.5.1. Trituration

Das Ziel der Trituration ist die intensive Mischung aller Feilungspartikel mit Quecksilber zu einer füllungsreifen, plastischen Amalgammischung.
Das Anmischen kann auf verschiedene Weise erfolgen:
manuell im Glasmörser (nach Schug-Köster, M. und P. Winterhalter[41] besser als im Porzellanmörser) mit Pistill oder mechanisch.
Das manuelle Anmischen, ob mit Glasmörser und Pistill, zusätzlich im Gummifingerling oder im Spanngummi, ist nur bedingt standardisierbar.
Demgegenüber wird mit Hilfe der mechanischen Trituration das Anmischen leichter, sicherer und genormter. Bei den Amalgamdosier- und -mischgeräten wird die Amalgamfeilung und das Quecksilber in eine Kappe manuell mittels eines Drehknopfes dosiert (z.B. Dentomat^{R}) oder eine bereits vordosierte "Kapsel" (z.B. System Amalcap^{R}) in ein Mischgerät eingespannt.
Das mechanische Anmischen besitzt gegenüber dem manuellen Anmischen folgende Vorteile:

- Rationelle Arbeitsweise
- Gleichmäßige Dosierung von Feilung und Quecksilber
- Genormtes Anmischen
- Verkürzte Trituration
- Homogene, gleichmäßige Mischung

Die Beschaffenheit des fertig gemischten Amalgames soll derart sein, daß es leicht knet- und formbar ist, bei Druck matt glänzt und beim Kneten ein "Schneeballknirschen" hervorruft.[42]
Nach der DIN 13904[43] soll die Konsistenz des Amalgames spätestens nach 60 Sekunden Mischzeit gut plastisch und stopfbar sein. Es darf dann weder krümeln noch schmieren.

---

(41) vgl. Ederer, a.a.O.
(42) vgl. Dreyer-Jørgensen, a.a.O.
(43) vgl. Normenausschuß Dental, a.a.O.

2.5.2. Stopfen und Kondensieren

Die Amalgammischung wird z.B. mittels einer Amalgampistole portionsweise in die zu stopfende Kavität eingebracht. Nach Dreyer-Jørgensen[44] darf die jeweils zu kondensierende Schichtdicke 1 mm nicht überschreiten. Das Amalgam ist nach seiner Empfehlung mit Handstopfern mit flacher,kreisförmiger Endfläche zu kondensieren. Diese Amalgamstopfer sind oberhalb der planen Stopffläche mit einer Hohlkehle ausgestattet, die es erlaubt, Hg-reichen Überschuß leicht entfernen zu können. Kondensiert wird erst mit geringer Kraft (Vorkondensation), danach mit maximaler Kraft (Endkondensation). Dies gilt für jede Teilportion. Ausgepreßter Quecksilber-Überschuß ist weitgehend zu entfernen. Der Kondensierungsdruck soll senkrecht zum Kavitätenboden verlaufen.
Spalten von beachtlicher Größe entstehen zwischen Kavität und Füllung, wenn der falschgerichtete Druck des Stopfinstrumentes zu einer Verschiebung von bereits kondensierten Partien führt, worauf schon Witzel[45] aufmerksam gemacht hat. Die Kavität ist nach Dreyer-Jørgensen[46] mit einer Amalgammenge von gleicher Größe wie die vorherigen Portionen, nach Riethe[47] mit einer ca. 1/4 mm dicken Schicht zu überfüllen.

2.5.3. Carving

Kurz nach Abschluß des Stopfens erfolgt das Ausarbeiten der Füllungsoberfläche. Dabei wird die Füllung zunächst mit einem scharfen Instrument zurückgeschnitten (Carving). Hierbei wird das überstopfte, quecksilberreiche und dadurch weiche, schlechter kondensierte Amalgam entfernt. Die Schnittfläche läuft an der Kavitätenlinie gleichmäßig über den Schmelz, um eine Quecksilberanreicherung der Randzone zu vermeiden. Es ist darauf zu achten, daß beim Carving

---

(44) vgl. Dreyer-Jørgensen, a.a.O.
(45) vgl. Witzel, Das Füllen der Zähne mit Amalgam
(46) vgl. Dreyer-Jørgensen, a.a.O.
(47) vgl. Riethe, a.a.O.

scharfe Instrumente zur Anwendung kommen, da nach Riethe[48] stumpfe Instrumente mehr "glätten" als schneiden, somit die Kristallisation gestört und Quecksilber an die Oberfläche getrieben wird.

2.5.4. Burnishing

Okklusale Füllungen müssen nach Entfernen des Überschusses geglättet werden. Diese Glättung erfordert erheblichen Kraftaufwand. Das dafür zu verwendende Handinstrument hat abgerundete Kanten und eine schwach gekrümmte Oberfläche. Das Instrument wird von der Füllung aus unter leichtem Druck über die Kavitätenwand hinaus geführt, wobei der Übergang zwischen Füllung und Kavitätenwand nicht verschmiert werden darf.

2.5.5. Politur

Die fertige Amalgamfüllung wird frühestens 24 Stunden nach Legen der Füllung poliert.
Das Vorgehen bei der Politur erfolgt durch sukzessives Abtragen zunächst erhabener Stellen der Oberfläche und schließlich durch deren Glättung. Eine optimale Politur läßt sich dann erreichen, wenn die Reihenfolge der einwirkenden Mittel und Instrumente so gewählt wird, daß jeweils die Schleifspuren der vorangegangenen Be handlung durch die der nachfolgenden beseitigt werden.
Die Politur geht mit einer geringen Härtesteigerung einher, die mit Mikrohärteprüfern nachweisbar ist.[49]
Neben dieser Härtesteigerung wird einer stärkeren Korrosion vorgebeugt, da durch das Einebnen das Eindringen des Elektrolyts (Speichel) in Poren der Füllungsoberfläche erschwert bzw. verhindert wird. Außerdem haften organische Beläge auf einer polierten Oberfläche weniger leicht an.[50]
Die Politur sollte immer naß durchgeführt werden, da es bei

---

(48) vgl. Riethe, a.a.O.
(49) ebd.
(50) s. Marxkors, Werkstoffe in der zahnärztlichen Praxis, S. 169

trockener Bearbeitung zu starken Erhitzungen kommt. So wird das Kristallgefüge einer Amalgamfüllung ab 80° C teilweise aufgeschmolzen, was zum Austritt von Hg und somit zu einer korrosionsanfälligeren Oberfläche der Legierung führt.

Nach Riethe[51] ist zwar die Politur nur von beschränkter Dauer, da physikalische, chemische und elektrolytische Vorgänge die Oberflächenstruktur im Laufe der Zeit ungünstig beeinflussen können, aber in den ersten Jahren ist sie doch von Bedeutung für das Aussehen und die Dauerhaftigkeit.

2.5.6. Toxizität

Der Entwurf der DIN 13904[52] stellt dazu fest, daß Amalgame aus den Legierungen gemäß Abschnitt 6.1. unter Beachtung der Gebrauchsanweisung des Herstellers keine schädliche Wirkung auf den Patienten ausüben dürfen.
Untersuchungen über z.B. die Quecksilberabgabe aus Amalgamfüllungen mit Hilfe von radioaktivem Quecksilber (Hg^{203}) verschaffen einen Einblick, wie sich abgegebenes Quecksilber im Organismus verhält und auf welche Weise es wieder eliminiert wird.
80 % der äußerst geringen Quecksilbermenge, die aus einer Amalgamfüllung frei wird, ist in den ersten 8 - 10 Tagen im Speichel nachweisbar. Die Untersuchungen der Exkremente ergaben zwar einen positiven Quecksilberbefund, die geringe Hg-Menge von 1 - 3 ng liegt jedoch unter der WHO-Grenze. Die Quecksilberkonzentration z.B. in Niere und Leber ist sehr gering und bewegt sich in der Größenordnung von 10^{-8} Mol Hg/kg Gewebe. Sie erreicht damit keine toxische Konzentration.[53]

Untersuchungen mit der Mikrosonde zeigen an alten Amalgamfüllungen eine Korrosionszone von 50 - 90 nm. Aus der Verminderung des Quecksilbers in korrodierten Randzonen muß geschlossen werden, daß eine andauernde korrosiv bedingte Quecksilberabgabe erfolgte, die jedoch

---

(51) vgl. Riethe, a.a.O.
(52) s. Normenausschuß Dental, a.a.O., S. 1
(53) s. Pilz u.a., Grundlagen der Kariologie und Endodontie, S. 408

zu einer Amalgamisierung der Restkörper der -Phase führte.
Eine Sensibilisierung einzelner Patienten ist jedoch möglich.
Quecksilber gilt als potentielles Allergen.[54]
So berichten Straßburg und Schübel, daß jahrelang im Mund befindliche Silberamalgamfüllungen bei einer 45-jährigen Patientin plötzlich rezidivierende und generalisierte allergische Manifestationen hervorrufen, die sich nach Entfernen der Füllungen vollständig zurückbildeten.
Erfahrungsgemäß sind solche Fälle aber - wie Straßburg und Schübel ausdrücklich betonen - höchst selten.[55]

Abschließend sei noch darauf hingewiesen, daß die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde und die Deutsche Gesellschaft für Parodontologie feststellte, daß die sachgemäße Anwendung einwandfreier Legierungen uneingeschränkt zulässig und unschädlich sei.[56]

---

(54) s. Pilz u.a., a.a.O., S. 409
(55) vgl. Straßburg/Schübel, Generalisierte allergische Reaktion durch Silberamalgamfüllungen
(56) vgl. Zahnärztliche Mitteilungen vom 16.02.1980

3. Vorversuche

3.1. Grundlagen der Kavitätenpräparation

Um einerseits aus ästhetischen Gründen die Amalgamfüllung so klein wie möglich zu halten, andererseits aber der Tatsache Rechnung zu tragen, daß Randbrüche bei Füllungen zumeist okklusal auftreten[1], wobei hier allerdings die Gründe zahlreich sind, wurde als Kavitätengrundform eine stilisierte Kavität (Black Klasse 1) gewählt, bei der die Fissuren allerdings nicht mit aufgezogen wurden.

Abb. 1: Grundform der Kavität

Dabei muß man sich aber voll bewußt sein, daß hier die Black'sche Forderung: "Extension for Prevention" nur ungenügend berücksichtigt wurde. Da es bei dieser Untersuchung aber um das Verhalten des Füllungsmaterials ging und nicht um die Eigenschaften von Präparationsformen, konnte man diese Kompromißform für akzeptabel halten, zumal die späteren Ergebnisse auch bei nicht vollständig aufgezogenen Fissuren einen befriedigenden Randschluß der frisch gelegten Füllung erbrachten. Die gewählte Kavitätenform erwies sich auch in anderen Punkten als günstig: Die Kavität konnte weitgehend unabhängig vom Fissurenbild gestaltet werden, so daß sie jederzeit reproduzierbar war, was eine statistische Auswertung möglich machte. Bei den geringen Ausmaßen der Füllungen war keine umfangreiche Kauflächengestaltung notwendig; auch auf das Anlegen von Matrizen konnte völlig verzichtet werden. Die Schaffung von füllungsbedingten Okklusions- und Artikulationshindernissen wurde vermieden, da die Füllungen außer Okklusion und Artikulation waren, um den Einfluß der Gegenzähne so gering wie möglich zu halten.

---

(1) vgl. Healey u.a., A Clinical Study of Amalgam Failures

Um den klinischen Bezug der Präparationsform beizubehalten, wurden die Kavitäten, wie an der Universitätsklinik Düsseldorf gelehrt, präpariert. Die Seitenwände waren parallel zueinander, der Übergang zum Kavitätenboden senkrecht und rechtwinklig. Hierbei muß allerdings darauf hingewiesen werden, daß in der Literatur andere Präparationsmöglichkeiten in Bezug auf die Gestaltung des Kavitätenbodens angegeben werden.[2] Da es in dieser Arbeit jedoch um die Beurteilung der Füllungen ging und nicht um die Präparationsform, wurden die Ergebnisse dieser Arbeiten bewußt nicht berücksichtigt.

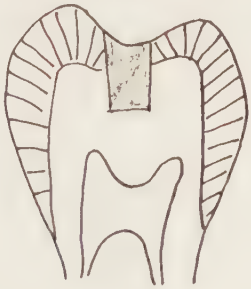


Abb. 2: Präparationsform im Querschnitt

Nach der Präparation wurden die Kavitäten sorgfältig mit einem Finierer nachgearbeitet, um einen glatten Kavitätenrand zu bekommen. Bei natürlichen Zähnen wurden ohne Finieren der Kavitätenwand Rauhigkeiten bis 550 um in die Tiefe festgestellt.[3] Jeder rauhe Kavitätenrand aber stellt laut Pantke[4] der Karies gegenüber einen Locus minoris resistentiae dar. Zum einen wird der Kavitätenrand durch die Rauhigkeit um ein Vielfaches verlängert, zum anderen ist es schlechter möglich, das Amalgam an die unregelmäßigen Ränder anzuschmiegen als an glatte Ränder.[5]

---

(2) vgl. Riethe, Die Quintessenz der Amalgamanwendung; Sauerwein, Zahnerhaltungskunde; Advokaat, The Influence of the Preparation on the Durability of the Amalgam Restorations
(3) vgl. Rümann, Komposits als Amalgamersatz. Klinische und experimentelle Resultate
(4) vgl. Pantke, Fehler in der Präparationstechnik
(5) vgl. Pantke, a.a.O.; Ketterl, Präparationsmethoden für Kavitäten und Kronenstümpfe
Sehr glatte Kavitätenränder, die bei den Dimensionsänderungen während des Erhärtens des Amalgams u.a. geringere Retentionsmöglichkeiten bieten, sind allerdings ebenfalls unerwünscht. - vgl. Riethe, a.a.O.

Die Amalgamfüllung selbst wird im Zahn nur rein mechanisch fixiert.[6] Als Retentionshilfe dienen die ebene Bodenfläche, die Kastenform der Kavität sowie eventuell vorhandene Unterschnitte.

Bevor auf die weiteren Abläufe eingegangen wird, soll ein wichtiger Aspekt für die Entstehung von Randbrüchen erwähnt werden.

Die Kavität wird lege artis mit dem Amalgam überstopft und anschließend das überschüssige quecksilberreiche Amalgam entfernt. Leider muß man jedoch immer wieder feststellen, daß der Überschuß nicht sorgfältig genug entfernt wird und eine Art Federrand - wie von Inlays bekannt - zurückbleibt.

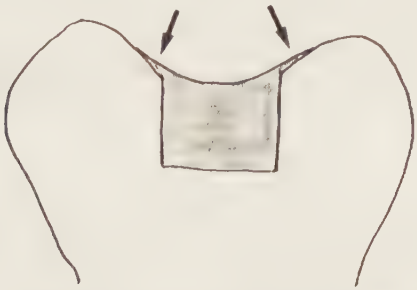


Abb. 3: Überschuß bei Amalgamfüllungen

Dieser Federrand des spröden Amalgams ist natürlich bei Kaubelastung erhöht anfällig. So ist es verständlich, daß gerade hier Randbrüche auftreten. Um dieses Problem zu klären und zu lösen, wurde versucht, die Kavität und die fertige Füllung in zwei Fotos festzuhalten, um durch Übereinanderprojektion der Negative zu überprüfen, ob die Amalgamfüllung über die Kavität hinausgeht. Dabei ergaben sich allerdings folgende Schwierigkeiten:
Es erwies sich als nicht möglich, die Kavitätenränder in ihrem gesamten Verlauf scharf auf Fotos darzustellen, da, bedingt durch die Zahnform, der Abstand Kavitätenrand - Objektiv nie in seiner Gesamtheit exakt gleich war, was ständig zur Unschärfe führte. Außerdem war die Erkennung des Kavitätenrandes durch den fehlen-

---

(6) vgl. Riethe, a.a.O.; Ketterl, a.a.O.

den Farb- bzw. Helligkeitskontrast unmöglich.

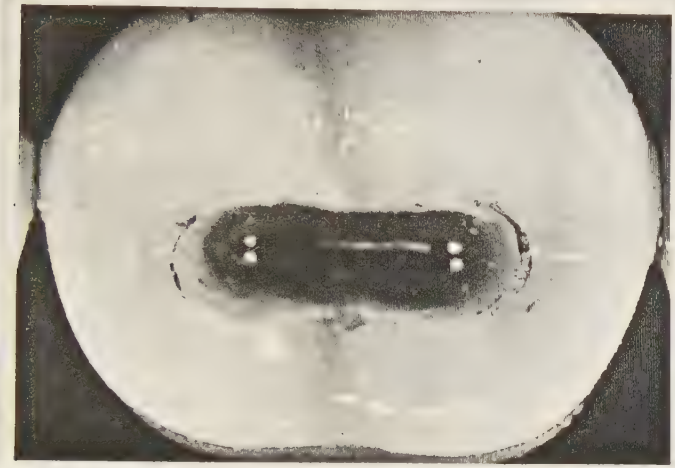


Abb. 4: aufgezogene Kavität

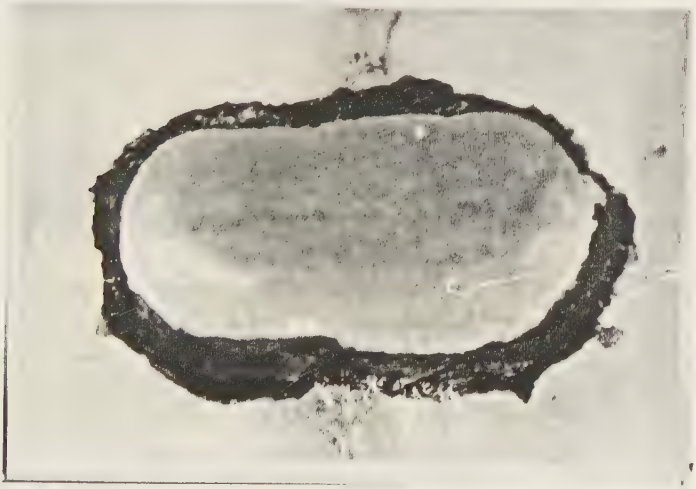


Abb. 5: mit Folienstift markierter Kavitätenrand

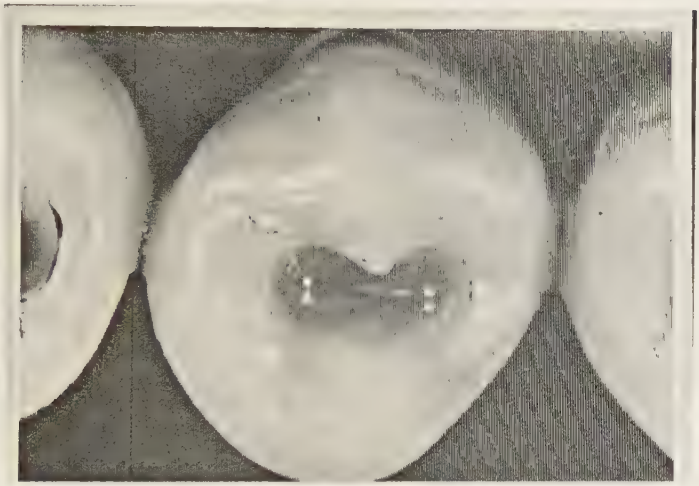


Abb. 6: mit Bleistift markierter Kavitätenrand

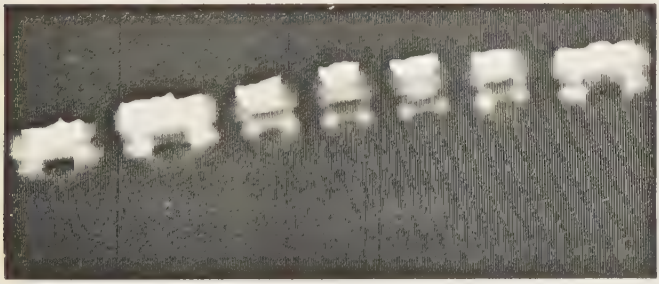


Abb. 7: Röntgen-Aufnahme

Das Nachzeichnen des Kavitätenrandes mit einem Filzstift oder feinen Bleistift erwies sich als unzureichend, da, wie auf den Fotos ersichtlich, auch hier der genaue Kavitätenverlauf nicht dargestellt werden konnte. Zusätzlich zeigte sich, daß es mit den zur Verfügung stehenden Geräten nicht möglich war, dieselben Größenbeziehungen

von Kavität und Füllung beim Fotografieren festzuhalten. So entstanden, wenn auch nur in geringen Grenzen, unterschiedliche Abbildungsgrößen auf den Negativen, die es unmöglich machten, Aussagen über mögliche überstopfte Füllungen zu machen.
Als einzige brauchbare Möglichkeit erwies sich die röntgenologische Darstellung, die jedoch den Nachteil hat, daß sie Aussagen nur in einer Ebene zuläßt, somit also auch nur einen ungefähren Anhalt auf eine eventuelle Überstopfung bietet (Abb.7)

Da beim Legen der Füllungen auftretende Fehler erheblichen Einfluß auf spätere Ergebnisse haben, sollen die hier mötigen Forderungen nochmals aufgeführt werden:

1. Die Kavität muß absolut trocken und sauber sein.
2. Die Feilung sollte nicht älter als 2 - 3 Jahre sein.
3. Die Anmischzeit muß innerhalb geringer Abweichungen konstant gehalten werden.
4. Nach dem Anmischen muß so schnell wie möglich mit dem Stopfen begonnen werden, da die Härte des Amalgams mit der Zunahme der vergehenden Zeit zwischen Triturieren und Kondensieren abnimmt.
5. Die Kavität ist nach und nach mit kleinen Portionen zu füllen. Jede Portion soll gut unter Druck kondensiert werden. Der quecksilberreiche Überschuß muß sorgfältig entfernt werden. Dabei sollten die Prinzipien des Carving und Burnishing berücksichtigt werden.
6. Abschließend ist die Füllung sorgfältig zu glätten. Dabei sollte genauestens der Randschluß überprüft werden.

Um einerseits möglichst gleichartige Füllungen legen zu können, zum anderen um die nötigen Auswertungsmöglichkeiten zu prüfen, wurde zunächst eine ganze Reihe von Porzellan- und Kunststoffzähnen präpariert und mit Amalgamfüllungen versehen. Dabei sollten so weit wie möglich Vor- und Nachteile von Kunststoff- bzw. Porzellanzähnen erfaßt werden.

3.2. Kunststoffzähne

3.2.1. Kavität

Für die Voruntersuchungen mit Kunststoffzähnen wurden Zähne der Firma De Trey Größe 34S verwendet. Es wurden 40 Praemolaren und 40 Molaren präpariert. Die Präparationsform entsprach einer stilisierten Black 1-Kavität von 4 mm Länge bei Molaren und 3 mm bei Praemolaren, 2 - 3 mm Breite und 3 - 4 mm Tiefe. Die Tiefe von 3 - 4 mm ist für die zu legende Füllung ausreichend, da generell auf eine Unterfüllung verzichtet werden kann. Die Präparation erfolgte mit Turbine (U/min = 200.000) und walzenförmigen Diamanten (ISO Nr. 020). Die relativ rauhe Oberfläche der Kavitätenwände wurde anschließend mit Stahlfinierern nachfiniert.

3.2.2. Füllungen

Die Füllungen wurden vorschriftsmäßig in die Kavitäten eingebracht. Dazu wurde folgendes Instrumentarium verwendet:

1 Amalgampistole
2 Kugelstopfer (Ø 1,5 mm, Ø 2,0 mm)
1 Heidemannspatel ungeschärft

Abb. 8: Instrumentarium

Es wurden je 40 Praemolaren und 40 Molaren präpariert.
Als Material wurden in den Voruntersuchungen die folgenden Präparate verwendet:
Lumicon^{R} - Silberamalgam (Fa. Bayer)
Kattalloy^{R} (Fa. Degussa)
Dispersalloy^{R} (Fa. Johnson & Johnson

Das Material wurde in Einzelportionen im Dentomat^{R} angemisscht.
Die Mischzeit betrug 30 sec.
Nach dem Mischvorgang wurde das Material[7] mit der Amalgampistole in kleinen Portionen in die Kavität eingebracht und dort sorgfältig unter einem mittleren Kraftaufwand von 700 p gestopft. Die mittlere Stopfzeit betrug für die Praemolaren ca. 60 sec. und für die Molaren 90 sec. Anschließend wurde der quecksilberreiche Überschuß mit einem Heidemannspatel entfernt.

Abb. 9: Frisch gestopfte Füllung

Nach 24 Stunden wurden die Füllungen mit Stahlfinierern der Größe Fig. 41/1,5,6, der Fa. Meisinger naß finiert und abschließend mit

(7) durchschnittliche Zeit zwischen Ende der Trituration und dem Anfang der Kondensation: 20 sec. - vgl. Skinner, Science of Dental Material, S. 343

Polierpaste poliert.

Abb. 10: Finierte, noch nicht polierte Füllung

Beim Finieren zeigte sich, daß bei unkontrollierter Arbeitsweise auch die Okklusalfläche der Kunststoffzähne stark abradiert werden kann. Daher ist ein äußerst vorsichtiges Vorgehen erforderlich.

3.3. Porzellanzähne

Parallel zu den Kunststoffzähnen wurden auch Porzellanzähne in den Vorversuchen getestet. Verwendet wurden bio-static-Porzellanzähne der Firma De Trey. Größe und Farbe waren für die Vorversuche unerheblich.

3.3.1. Kavität

Die Kavitätenpräparation erfolgte analog den Vorversuchen mit Kunststoffzähnen.
Präpariert wurde mit Turbine (U/min 200.000) und walzenförmigem Diamanten (ISO Nr. 020). Dabei ergab sich wegen des relativ rau Diamanten eine stark aufgerauhte Oberfläche der Kavitätenwand. Das Nachfinieren mit feinkörnigen Diamanten, wie sie zum Bearbeiten von Composits verwendet werden, führte zu keiner Oberflächenverbesserung.

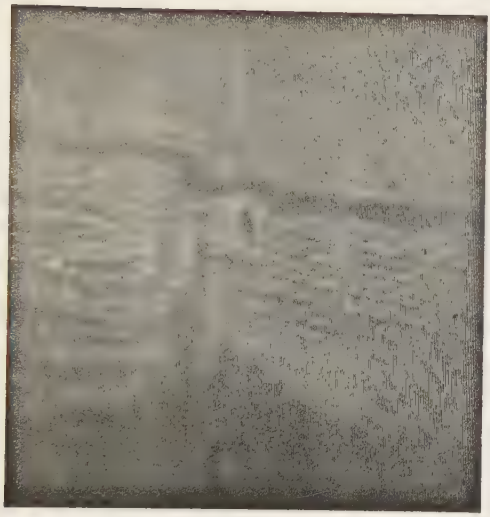


Abb. 11: Mit Diamanten (links) und mit Compositfinierer (rechts) bearbeitete Porzellanoberfläche

Das Nachfinieren mit Stahlfinierern führte lediglich zu einer Verschmutzung der Kavitätenwand, nicht aber wie bei Kunststoffzähnen zu einer glatteren Oberfläche.

Abb. 12: Präparierte und finierte Kavität
Deutlich lassen sich Verschmutzung und rauhe Kavitätenwand erkennen.

3.3.2. Füllungen

Es wurden insgesamt 70 Füllungen in Praemolaren und Molaren gelegt. Dazu wurden eine Amalgampistole, zwei Knopfinstrumente DE 108, 109 und ein Heidemannspatel verwendet.

Abb. 13: Instrumentarium

Zum Füllen der Zähne wurden die gleichen Materialien verwandt, wie im Kapitel Kunststoffzähne (3.2.) erwähnt; auch die Verarbeitung (Anmischen und Stopfen) blieb gleich.
Finiert wurde nach frühestens 24 Stunden mit Stahl-Finierern der Größe Fig. 41/1.5.6. der Fa. Meisinger. Dabei stellte sich heraus, daß das Finieren mit Hartmetallfinierern nur einen unbefriedigenden Randschluß erbrachte.

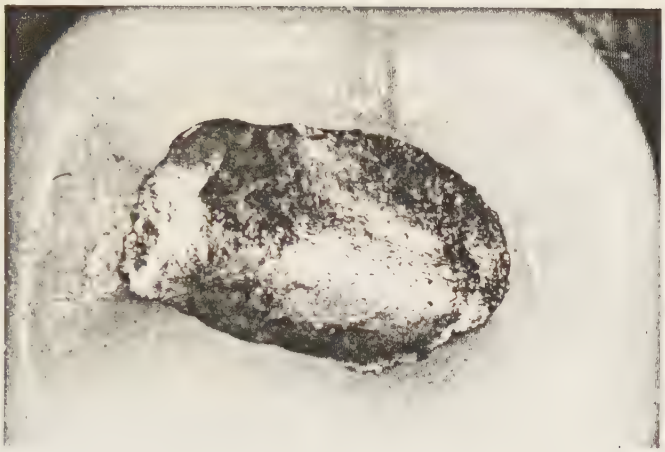


Abb. 14: Finierte Füllung (Stahlfinierer)

Dagegen ergab sich beim Finieren mit einem Diamantfinierer (HORICO FG No. F 001/025), wie man ihn z.B. zum Finieren von Kunststoff üllungen verwendet, ein einwandfreier Randschluß, wobei aber gleichzeitig das Porzellan mit angegriffen wurde.

Abb. 15: Finierte Füllung (Diamantfinierer)

Eine einleuchtende Erklärung für dieses Phänomen konnte nicht gefunden werden.

Um die Gesamtoberfläche der Füllungen zu glätten, wurden sie anschließend unter Wasserkühlung mit Gummipolierern poliert. Abschließend wurde mit Polierpaste und Bürstchen die endgültige Politur durchgeführt.

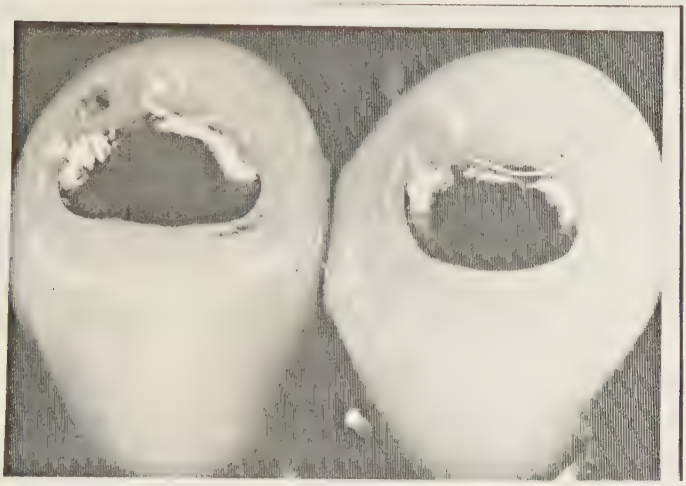


Abb. 16: Fertige Füllung

Nach genauester Kontrolle der fertigen Füllungen wurden sie fotografisch festgehalten.
(s. Kapitel Fotostatus)

3.4. Natürliche Zähne

Da bei den Porzellanzähnen mit Stahlfinierern ein guter Randschluß kaum zu erreichen war (S. Kapitel 3.3.2.), wurde dieses Phänomen auch bei natürlichen Zähnen untersucht.

Zu diesem Zweck wurden frisch extrahierte Molaren, die keinerlei Karies aufwiesen, ausgewählt. Mit Hilfe von handelsüblichen Plaque-

Färbetabletten (Fa. Blendamed) wurden die exogen gebildeten Schmelzoberhäutchen eingefärbt, um beim späteren Finieren einen ungefähren Anhalt über die Ausmaße der Abrasion zu erhalten.

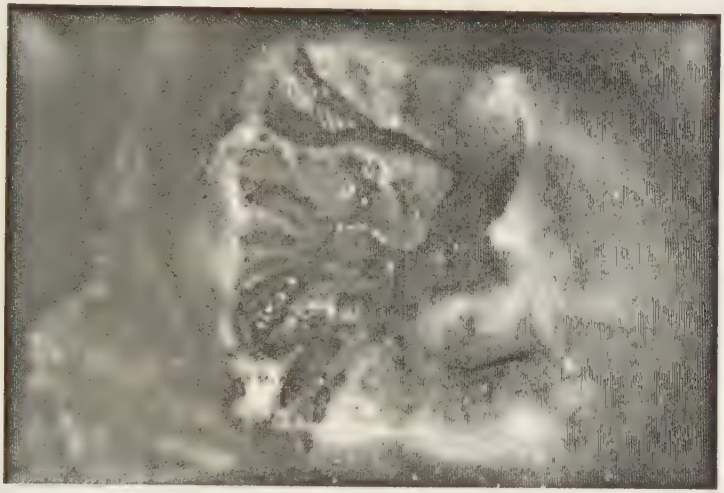


Abb. 17: Frisch eingefärbter Zahn

Anschließend wurden die Zähne nach den Black'schen Regeln präpariert und Füllungen gelegt.

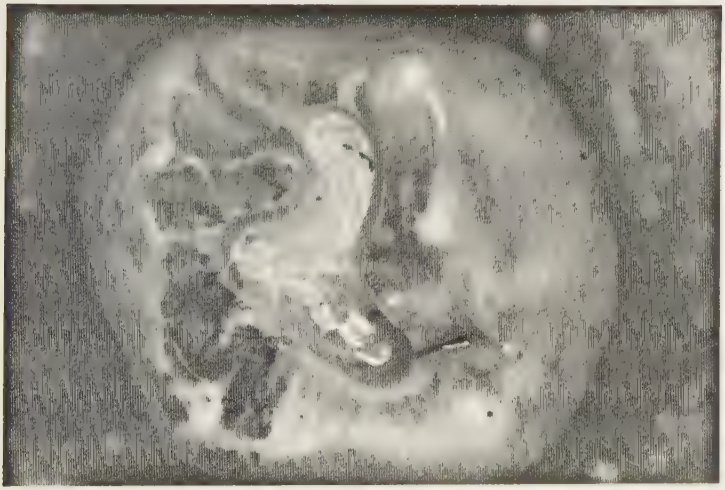


Abb. 18: aufgezogene Kavität

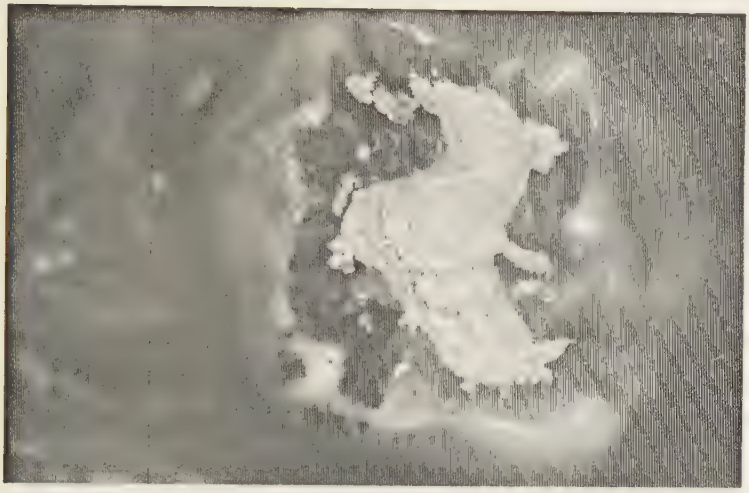


Abb. 19: Frisch gelegte Füllung

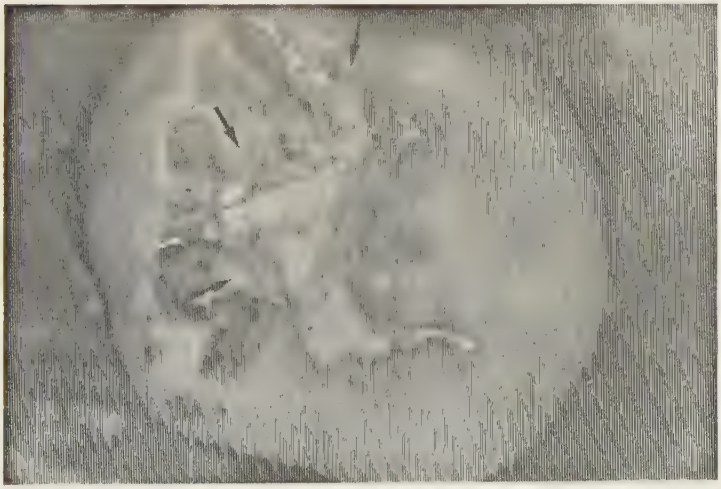


Abb. 20: Mit Diamantfinierer finierte Füllung

Dann wurden die Füllungen z. T. mit Stahlfinierern, z. T. mit Diamantfinierern finiert. Dabei stellte sich heraus, daß der Randschluß mit Diamantfinierern genauso gut war wie mit Stahlfinierern. Allerdings wurde, bei beiden Finierern, auch der die Füllung umgebende Schmelz mit angegriffen, wie sich auf dem Fot deutlich erkennen

läßt (⟶).

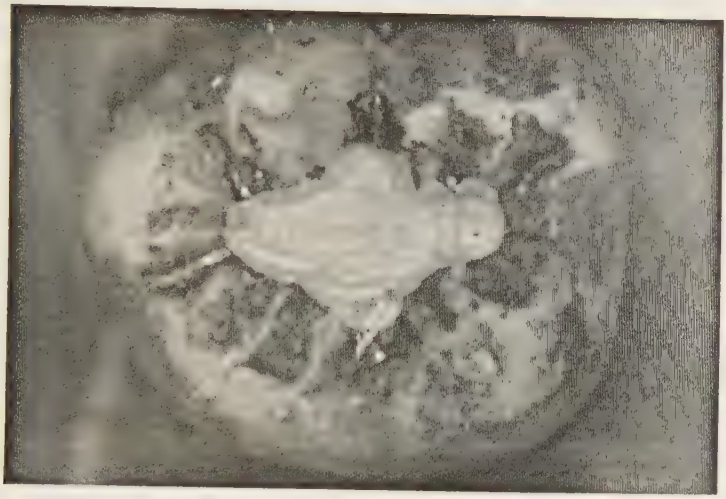


Abb. 21: Aufgezogene Kavität

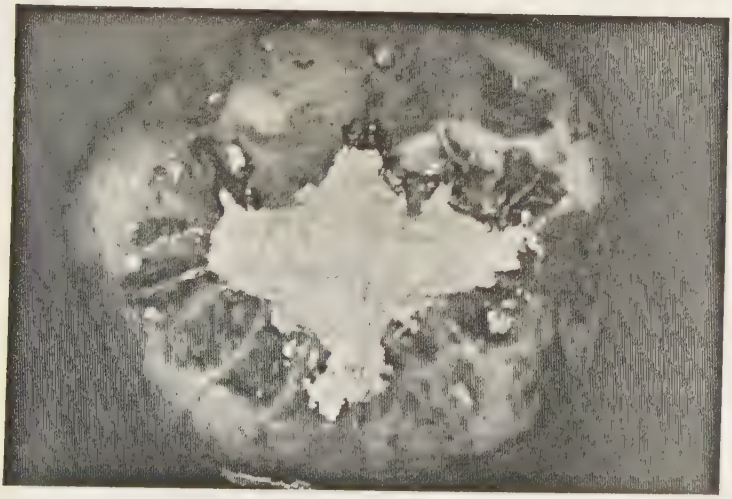


Abb. 22: Frisch gelegte Füllung

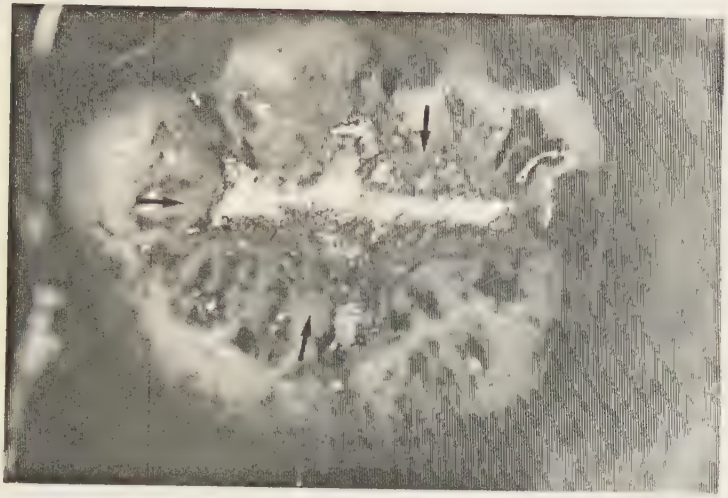


Abb. 23: Mit Stahlfinierer finierte Füllung

3.5. Fotodokumentation

Sämtliche Arbeitsabläufe wurden fotografisch festgehalten. Hierzu benutzten wir das in der Klinik vorhandene Reproduktionsgerät "Reprovit 2 A" der Firma Leitz mit einer Kamera vom Typ Leica MD-1160268.
Die Brennweite des Objektivs (1 : 4,5) betrug 50 mm. Der normale Abbildungsmaßstab war x2.

Als Filmmaterial diente für SW-Aufnahmen der Film "Ilford Pan F" (ASA 50, DIN 18). Für Farbaufnahmen der natürlichen Zähne verwendeten wir einen normalen Kodak Diafilm (19 DIN, 64 ASA).
Bei den SW-Aufnahmen wurde nach zahlreichen Versuchen schließlich die Blende 8 bei einer Belichtungszeit von 3 sec. gewählt.
Die Dokumentation des Kavitätenrandes erwies sich als äußerst schwierig (s. Kapitel Kunststoffzähne)

Um die zwangsläufigen Reflexe der Zahnoberfläche auszuschalten, wurden die Zähne zum einen nur indirekt beleuchtet, zum anderen mit "Lukas Sprühfilm-Matt" Best.Nr. 2322 bei Dr. Fr. Schoenfeld u. Co., D'dorf) eingesprüht.
Hierdurch wurden die Reflexe erheblich gemindert, ohne daß es zu

Beeinträchtigungen von Details kam. Deher verwendeten wir dieses Spray auch bei den polierten Füllungen.
Nur so war eine exakte Auswertung des Randschlusses möglich.
Andere fotografische Möglichkeiten (z.B. diffuses Licht, Ringblitz, andere Blenden o. Belichtungszeiten) erwiesen sich bei den Aufnahmen von künstlichen Zähnen als nicht praktikabel.

Beispiel 1: Aufnahme mit Ringblitz

Beispiel 2: Aufnahme bei Blende 16

Je nach Positivvergrößerung ergab sich eine Gesamtvergrößerung von 1 : 20 bis 1 : 36.
Die Farbaufnahmen der natürlichen Zähne wurden mit einer Kamera vom Typ Nikomat (Blende 21) und Ringblitz emacht, da hier kaum Reflexe auftraten.
(Technik der Farbaufnahmen der künstlichen Zähne siehe folgendes Kapitel Versuchsablauf).

3.6. Schlußbemerkungen zu den Vorversuchen

Nach Abschluß dieser Voruntersuchungen entschlossen wir uns aus folgenden Gründen, die Füllungen beim Prothesenversuch nur in Kunststoffzähne zu legen:

1. Kunststoffzähne erlauben einfaches und schnelles Präparieren; bei Porzellanzähnen muß pro Zahn ein neuer Diamant verwendet werden.
2. Bei Kunststoffzähnen kann man glatte Kavitätenränder erzielen, was wiederum der späteren Füllung zugute kommt.
3. Das Anfinieren bei Kunststoffzähnen ist weniger problematisch als bei Porzellanzähnen.
4. Das Einschleifen der Prothese im Patientenmunde ist mit Kunststoffzähnen wesentlich einfacher; häufig werden Porzellanzähne auch vom Patienten nicht toleriert.

Gegen die Verwendung von Kunststoffzähnen sprechen folgende Punkte:

1. Die Abrasion von Kunststoffzähnen ist höher als von Porzellanzähnen.
2. Das Formverhalten von Kunststoffzähnen bei Temperaturäderungen und Kaubelastung ist bislang nur unzureichend untersucht.

Ob allerdings diese Argumente wirklich, wie angenommen, außer acht gelassen werden können, soll der folgende Prothesenversuch ergeben.

4. Experimenteller Teil

4.1. Versuchsablauf

In diesem Kapitel sollen der Versuchsaufbau sowie der Versuchsablauf geschildert werden.
Da diese Arbeit nur eine Anleitung für Untersuchungen von Randspaltbildungen von Amalgamfüllungen sein soll, konnte hier darauf verzichtet werden, verschiedene Amalgame zur Anwendung zu bringen. Auch die Problematik Kunststoffzähne/Porzellanzähne ist schon kurz erörtert worden.

Bevor Füllungen in Prothesenzähne gelegt werden konnten, wurde eine Einverständniserklärung, eine Pflegeanweisung und ein Patientenerhebungsbogen erstellt (s. Anlagen). Nachdem der Patient über die anstehende Untersuchung aufgeklärt und motiviert worden war, mußte die Einverständniserklärung unterschrieben werden (s. Anlage: Einverständniserklärung zur Forschungsarbeit über Füllmaterialien). Als nächster Schritt erfolgte die Ausfüllung des 1. Teiles des Patientenerhebungsbogens (s. Anlage: Patientenerhebungsbogen vom 7. 10. 80).
Mit dem Beginn der eigentlichen Arbeit - der Präparation der künstlichen Zähne und dem Legen der Amalgamfüllungen - ging das Ausfüllen des Protokolls einher (s. Anlage: Protokoll).

Die Füllungen wurden in eine Prothese gelegt, die im Rahmen der üblichen prothetischen Kurse an der Westdeutschen Zahn-, Mund- und Kieferklinik in Düsseldorf erstellt worden war.
Aus dem Versuchsprotokoll geht hervor, daß es sich hier um eine OK/UK Vollprothese handelte. Die Zähne wurden im Rahmen der prothetischen Versorgung nur bis zum jeweils 1. Molaren aufgestellt, wobei Kunststoffzähne der Marke "SR-Orthotyp" (benötigte Zahnform OK A22, K4; UK A2) verwendet wurden.

Nach Fertigstellung der Prothesen wurden die Zähne $\frac{65\ 56}{65\ 56}$ präpariert und die Kavitäten anschließend sorgfältig finiert.
Daran anschließend wurden die Zähne mit Lumicon^{R} (Fa. Bayer), einem

Silberamalgam, gefüllt. Angemischt wurde exakt nach Vorschrift im Dentomat^{R}. Das so erstellte Silberamalgam wurde mit einer Amalgampistole der Firma Hager & Werken, Duisburg, in die entsprechenden Kavitäten der Kunststoffzähne eingebracht. Damit die Portionen entsprechend den Forderungen von Dreyer-Jørgensen[1] eine Schichtdicke von ca. 1 mm nicht überschreiten, wurde der kleinste Aufsatz auf die Amalgampistole geschraubt (Farbe grün).[2] Kondensiert wurde das Amalgam mit einem Handstopfer (s. Kapitel 3.2.2. Kunststoffzähne).

Nachdem jede Teilportion kondensiert worden war, die Kavität überstopft und der quecksilberreiche Überschuß grob entfernt worden war, folgte die Formung der Oberfläche. Hierzu dienten Handinstrumente der Firma Aeskulap Nr. DF50 INOX, Nr. DF22 INOX 21 B. Vornehmlich mit dem scharfen Instrument DF50 INOX wurde die Amalgamfüllung vom Rand zur Mitte hin zurückgeschnitten. Mit diesem Instrument waren die Forderungen Riethes u.a. erfüllt (s. Kapitel 2.5.3.). War die Füllung entsprechend den gestellten Forderungen zurückgeschnitten, folgte das Burnishing. Hierbei wurde die vorgeformte Füllung geglättet. Das hierfür verwendete Handinstrument der Firma Aeskulap mit der Nr. DF28 hatte abgerundete Kanten, eine konvexe Oberfläche, das gesamte Arbeitsende war birnenförmig gestaltet. Mit diesem Instrument wurde unter Kraftaufwand die Füllung von der Mitte über die Kavitätenwand hinaus (die Kavitätenwand darf dabei nicht gefühlt werden) geglättet.
Anschließend wurde die Prothese mit den Füllungen fotografiert.

Da die in der Klinik vorhandenen fotografischen technischen Möglichkeiten für Aufnahmen von Kunststoffzähnen nicht immer unseren Anforderungen entsprachen, wurde das fotografische Verfahren bei diesem Prothesenversuch geändert.

Um die bei Kunststoffzähnen entsprechenden Reflexe auszuschalten, wurde in den Vorversuchen ein Sprühfilm benutzt. Da dieser Sprühfilm

---

(1) vgl. Dreyer-Jørgensen, Amalgame in der Zahnheilkunde
(2) Es kann zwischen drei verschiedenen Aufsätzen mit unterschiedlichem Fassungsvermögen und entsprechend unterschiedlichem Radius gewählt werden.

aber nicht völlig als gesundheitlich unschädlich angesehen werden kann, mußte bei dem Prothesenversuch darauf verzichtet werden. So wurde eine Lichtquelle mit variabler Lichtstärke benutzt, die ein weitgehend reflexfreies Arbeiten ermöglichte. Die Aufnahmen wurden dann bei verschiedenen Blenden und Belichtungszeiten mit einer normalen festmontierten Spiegelreflexkamera der Firma Pentax gemacht. Da sich bei den Vorversuchen herausgestellt hatte, daß ein Farbfilm die Füllungsränder besser darstellt, verwendeten wir den Film Agfachrom Professional 18 DIN, ASA 50.

Nach 24 Stunden erfolgte die Politur. Die Politur mußte sehr sorgfältig durchgeführt werden, da der Übergang Amalgamfüllung zu Kunststoffzahn eine kritische Zone darstellt, und zwar deshalb, weil der Kunststoffzahn im Vergleich zur Amalgamfüllung dem Stahlfinierer weniger Widerstand entgegensetzt. Der Zahn konnte - wie schon erwähnt - durch den Stahlfinierer zu stark abradiert werden. Am Anfang wurden Stahlfinierer der Firma Meisinger verwendet, und zwar die Fig. 41/1,5,6. Es wurde unter reichlicher Wasserzufuhr von der Mitte zum Rand der Füllung hin poliert. Damit wurde ein glatter Übergang zwischen Füllung und Zahn geschaffen. War kein Übergang zwischen Füllung und Zahn mit der Sonde zu tasten, so folgte der nächste Arbeitsgang: Die Bearbeitung der Füllung mit Gummipolierern unter reichlicher Wasserzufuhr.[3]
Auch hier war, wie bei allen anderen Politurschritten, auf den Abrieb am Kunststoffzahn zu achten. So mußte auch mit diesen Gummipolierern sorgfältig gearbeitet werden.
Der nächste Arbeitsschritt erfolgte mit schwarzen Ziegenhaarbürstchen, die erst mit Bimsstein und Wasser, dann mit Schlämmkreide und Wasser beschickt wurden.
Weiterhin kamen weiße Ziegenhaarbürstchen zur Anwendung, die mit einer Politurpaste beschickt waren.[4]

---

(3) Verwendet wurden folgende Polierer: Mandrel Mounted, Rubber Polishing Cups; Produits Dentaires S.A. Vevey (Suisse)

(4) Dabei handelte es sich um die Paste:
Super Polish
Super - Hochglanzpaste Nr. 361
Hawe-Neos Dental Dr. H.v. Weissehfluh
Ch. 6925 Gentilino

Der abschließende Hochglanz wurde mit einem ebenfalls mit dieser Hochglanzpaste beschickten Wollschwabbel erreicht.
Die Politur war exakt ausgeführt, wenn mit der Sonde keinerlei Hindernis ertastet war und die Füllungsoberfläche hochglänzend spiegelte.

Es muß nochmals darauf hingewiesen werden, daß bei den einzelnen Politurschritten ausreichend gekühlt werden mußte, um die Füllung bzw. die Füllungsoberfläche nicht nachteilig zu beeinflussen, wie in Kapitel 2.5.5. beschrieben.

Nach der Politur wurde die Prothese erneut fotografiert. Da die Amalgamoberfläche hoch spiegelnd war, mußte jetzt noch mehr auf eine möglichst gute Ausleuchtung der zu dokumentierenden Füllungen geachtet werden, da sonst eine Qualitätsbeurteilung der polierten Füllungen bzw. der jeweiligen Übergänge Amalgamfüllung - Kunststoffzahn wegen der eventuell zu starken Reflexe nicht möglich war. So durften auf keinen Fall Reflexe am Rand der Füllung auftreten.

Nach abgeschlossener Foto-Dokumentation konnte die Prothese eingegliedert werden. Der Patient wurde anhand einer Pflegeanweisung, die er ausgehändigt bekam, angehalten, die Prothese entsprechend zu pflegen. Desweiteren bekam der Patient ein Pflegeset, bestehend aus einer Prothesenzahnbürste und einer Dentipur^{R} - Zahncreme.

Nachdem die Prothese von der Patientin 6 Monate getragen worden war, wurden die mit Füllungen versehenen Zähne ausgewechselt und durch neue im Reparaturverfahren mit kalthärtendem Kunststoff ersetzt. Hierbei empfiehlt es sich, die Prothese zunächst im Artikulator zu fisieren und dann zuerst nur die Zähne eines Kiefers auszuwechseln. Auf diese Weise ist es möglich, die neuen Zähne exakt an die gleiche Stelle der ursprünglichen mit Füllungen versehenen Zähne zu setzen. So erspart man sich eine neue Wachseinprobe im Mund des Patienten, braucht also die Prothese nach Abschluß des Reparaturverfahrens nur noch im Patientenmunde neu einzuschleifen. Hierdurch wird dem Patienten eine Sitzung erspart.

Im günstigsten Fall steht dem Patienten während der Umarbeitungszeit im Labor eine Ersatzprothese (alter Zahnersatz!) zur Verfügung,

ansonsten muß der Patient einige Stunden ohne Prothese auskommen. In unserem Fall besaß die Patientin eine zweite Prothese, die sie bereitwillig für einen Tag trug. Während die Prothese dann neu eingeschliffen wurde, konnte gleichzeitig der Patientenerhebungsbogen vervollständigt werden. Hieraus ergaben sich keine besonderen Angaben (s. Patientenerhebungsbogen).

4.2. Auswertung

Bereits mit bloßem Auge waren Veränderungen der Füllungen erkennbar. Alle Füllungen hatten ihren Glanz verloren und wiesen Randbrüche auf. Diese konnten auch mit einer Sonde getastet werden.

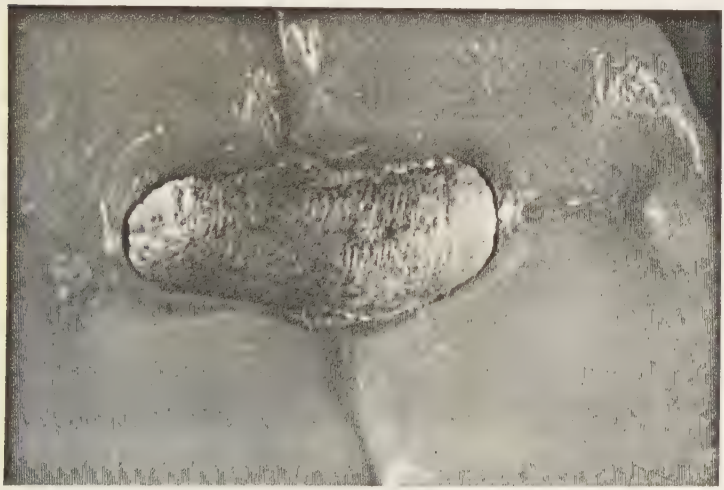


Abb. 24: Füllung nach 6monatiger Tragezeit

Noch deutlicher wurden diese Veränderungen unter dem Mikroskop: An allen Füllungen zeigten sich rundherum Randbrüche. Hierbei kam spontan der Verdacht auf, daß diese generalisierten Randbrüche auf das Formverhalten des Kunststoffzahnes zurückzuführen sei. Aus diesem Grunde wurden die Zähne mit einer ISOMET-LOW-SPEED SAW (hierbei handelt es sich um ein mit feinsten Diamanten belegtes rotierendes Sägeblatt von 0,3 mm Breite)[5] unter Wasserküh-

(5) Diamond Wafering Blade, Buehler Ltd, 2120 Greenwood Sn/Evanston, III USA 60204

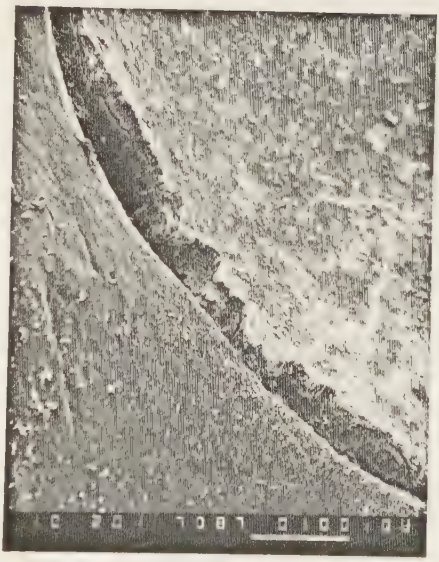
lung mit 200 U/min zersägt, um mögliche Randspalten in die Tiefe festzustellen. Leider kam es dabei zu durch das Sägeblatt bedingten Amalgamabsplitterungen im okklusalen Bereich der Füllungen, die auch bei anderen Umdrehungszahlen und anderen Schnittrichtungen auftraten. Auch die Fixation mit kalthärtendem Kunststoff (Schichtdicke 1 mm) erbrachte keine optimalen Schnittergebnisse. Daß es sich bei dem Herausbrechen des Amalgams nicht um eine altersbedingte Ursache handelte, sondern um ein reines Sägeproblem, zeigte ein Zwischenversuch, bei dem ein mit einer frisch gestopften und nach 24 Stunden polierten Amalgamfüllung gefüllter Zahn zersägt wurde. Auch hier kam es zum Herausreißen kleiner Amalgamstücke.
Der Rand der Füllungen wurde jedoch nicht beschädigt. In die Tiefe gehende Spalten zwischen Füllung und Kunststoffzahn wurden selbst bei 80facher Vergrößerung im Stereomikroskop bei keinem der Zähne entdeckt.
Auch eine rasterelektronenmikroskopische Auswertung der Füllungen erbrachte keine neuen Hinweise auf die Ursachen des Randbruches.

Abb. 25

Maßstab 1000 µ

Bei den Abbildungen 25, 28 und 30 handelt es sich jeweils um einen halbierten Zahn, es ist also nur die halbe okklusale Füllung zu erkennen.

Maßstab 100 µ Abb. 26



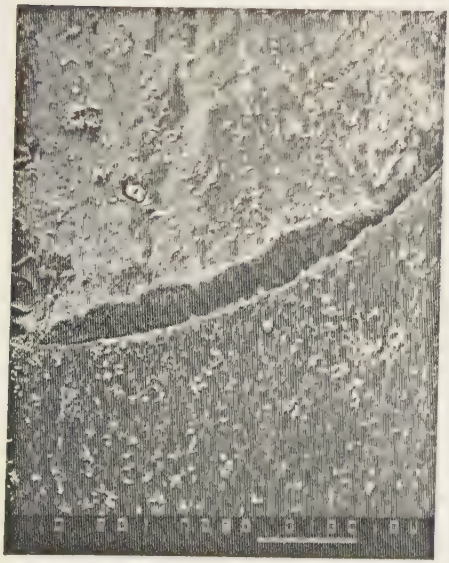
Maßstab 100 µ Abb. 27

Maßstab 1000 µ

Abb. 28

Maßstab ⊥ 100µ ⊥ Abb. 29

Maßstab ⊥ 100µ ⊥ Abb. 30



Maßstab ⊥ 100µ ⊥ Abb. 31

Nach den bislang vorliegenden Erkenntnissen kann eine Ursache der Randbruchentstehung im Kunststoffzahn selbst bedingt sein. Anlaß hierfür sind die Randbrüche am gesamten Füllungsrand. Isolierte Randbrüche hätte man ohne weiteres mit einem Überstopfen der Kavität und anschließendem Abbrechen der Füllung erklären können:
Zunächst ist das Formverhalten des Kunststoffes zu berücksichtigen. Es muß angenommen werden, daß sich die Kavität bei Druckbelastung (Kaudruck) aufbiegt und damit die Unterstützung für den Füllungsrand entfällt.

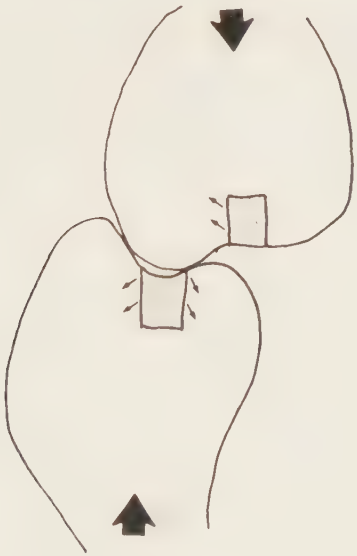


Abb. 32

Der zweite zu berücksichtigende Faktor dürfte in der Formveränderung des Kunststoffes bei Temperaturveränderungen und Feuchtigkeitsaufnahme bestehen. Allerdings entziehen sich diese Faktoren einer exakten Nachprüfung, da bislang über diese Problematik leider keine wissenschaftlichen Veröffentlichungen vorliegen.

5. Schlußbemerkungen

Das in dieser Arbeit aufgezeigte Vorgehen zum Testen von Amalgamen erwies sich als durchaus praktikabel. Um allerdings die aufgezeigten Schwachpunkte beseitigen zu können, bedarf es sicher weitergehender Untersuchungen. Aus diesem Grunde erscheint es empfehlenswert, Porzellanzähne in die Untersuchungen miteinzubeziehen. Auf die damit verbundene Problematik wurde in dieser Arbeit bereits hingewiesen.
Es konnte weiterhin nicht mit letzter Sicherheit beurteilt werden, ob die Kavitätenform als optimal für derartige Tests angesehen werden darf. Daher wäre zu diskutieren, ob auch Black 5 - Kavitäten bei einer weiteren Untersuchung berücksichtigt werden sollten.
Die Tragedauer der Prothese von 1/2 Jahr war für eine Auswertung jedoch ausreichend.

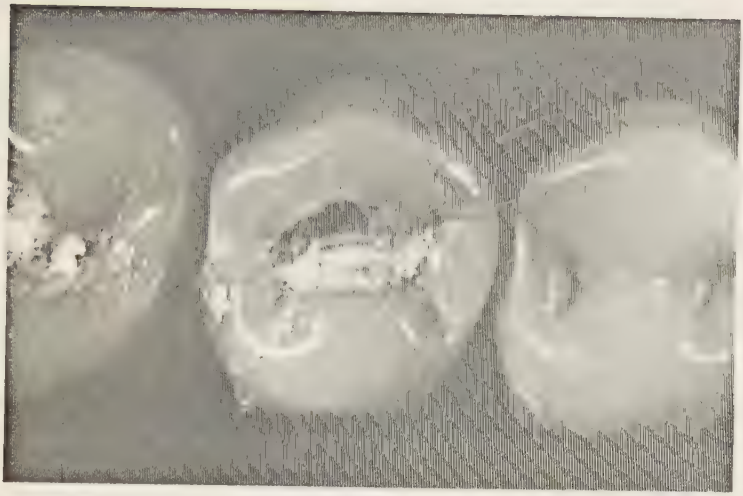
6. Anhang

Die folgenden Fotos zeigen alle 8 mit Amalgamfüllungen versehenen Prothesenzähne in der Reihenfolge

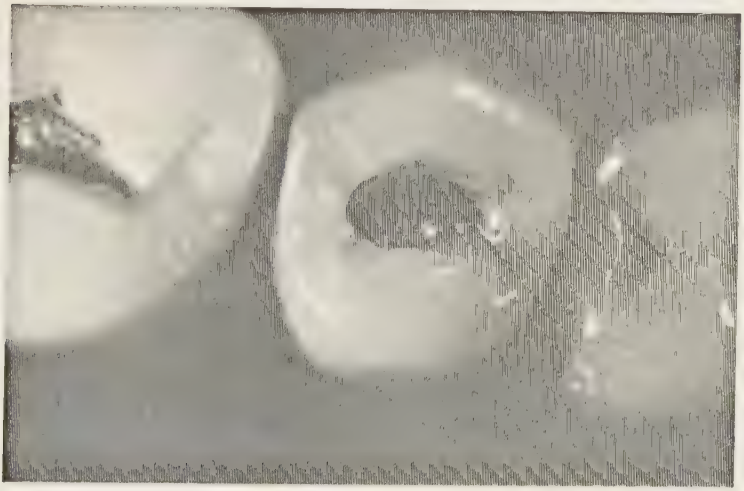
a) frisch gelegte Füllung

b) polierte Füllung

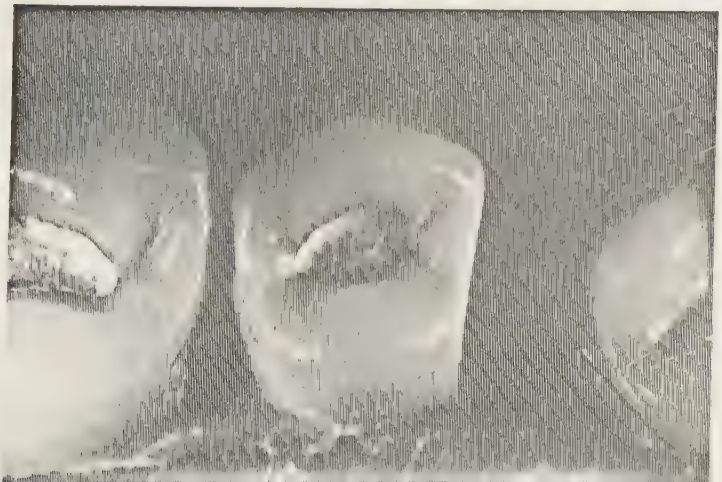
c) Füllung nach der Tragezeit von 6 Monaten



a)

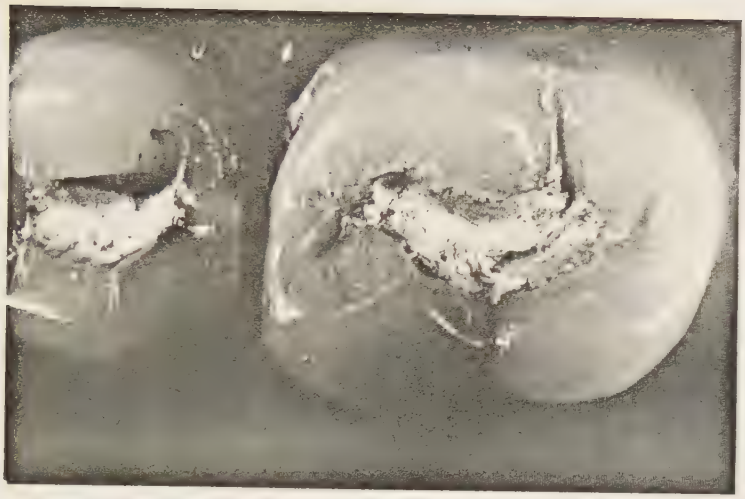


b)



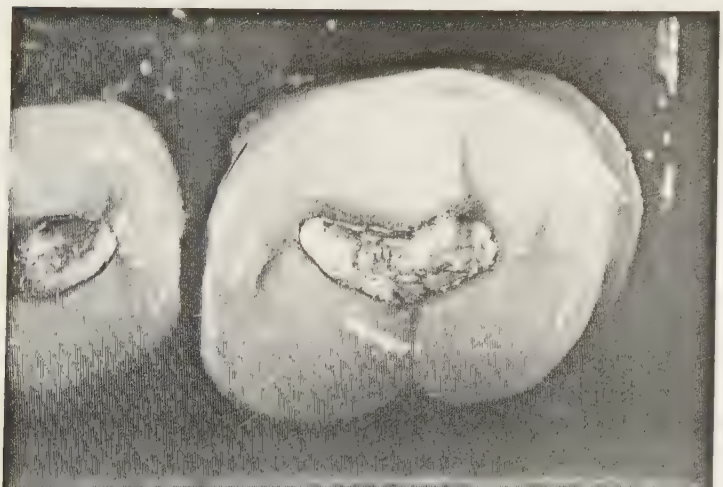
Zahn 15

c)



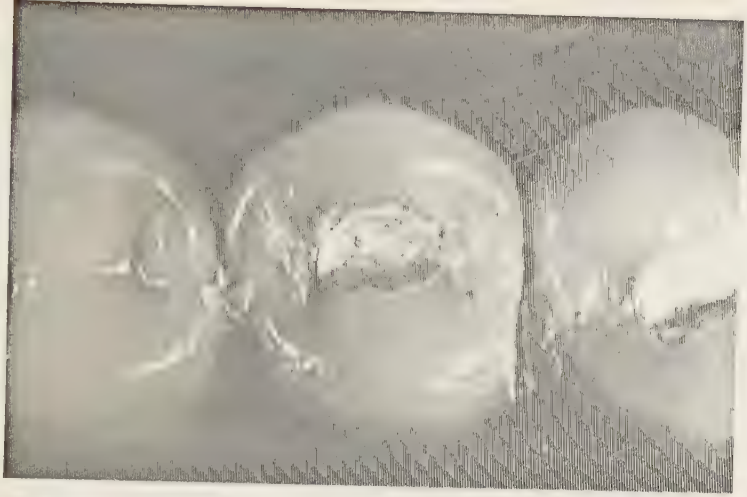
a)

b)

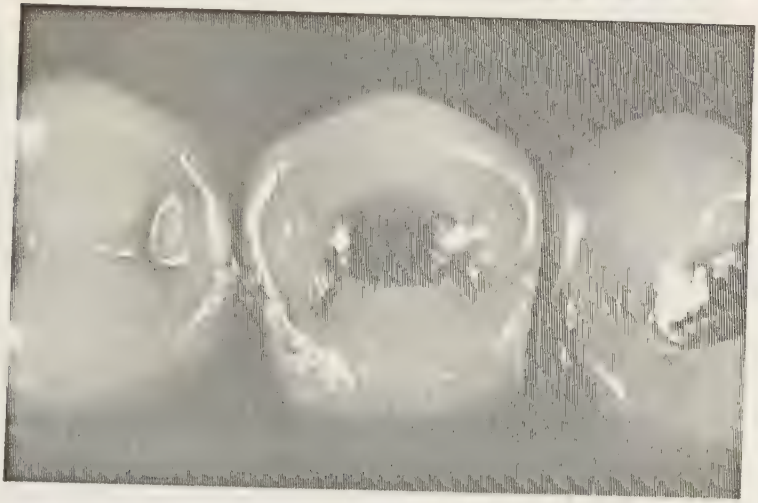


Zahn 16

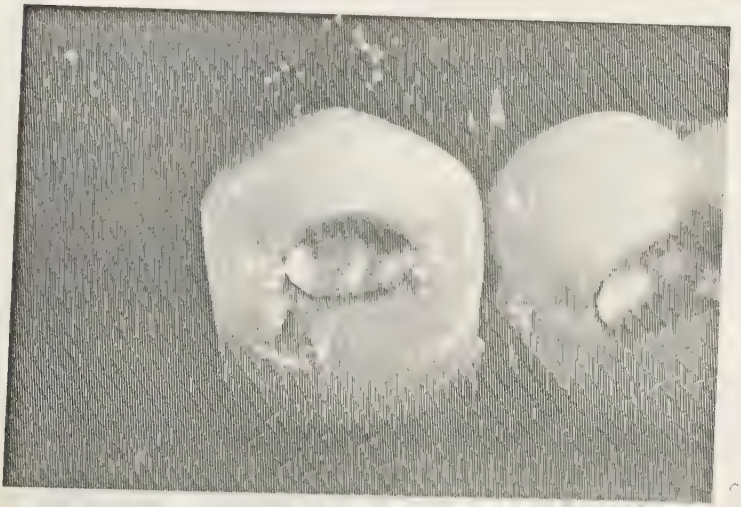
c)



a)

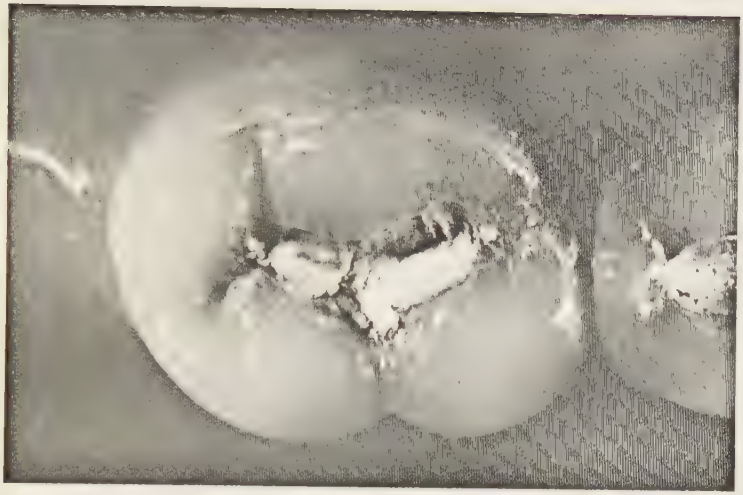


b)

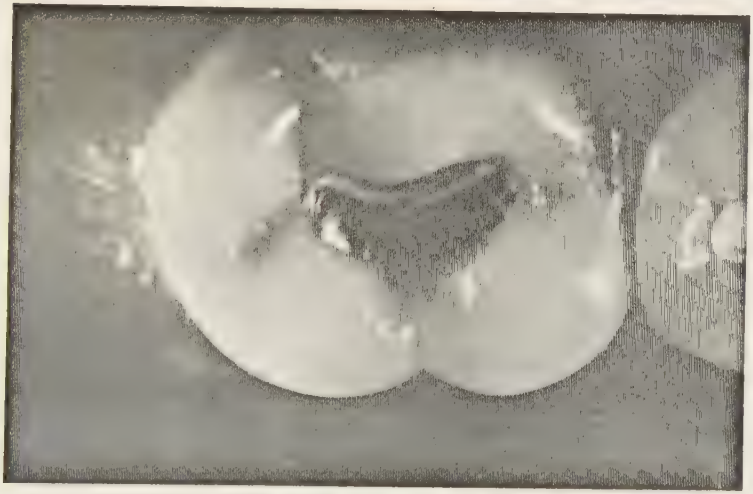


c)

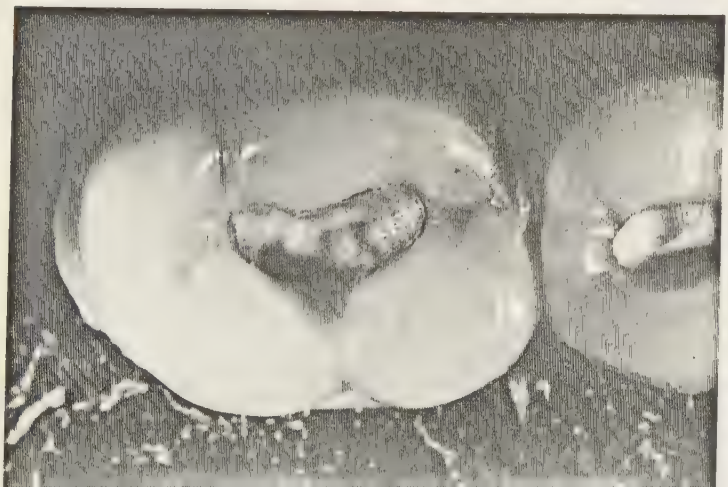
Zahn 24



a)

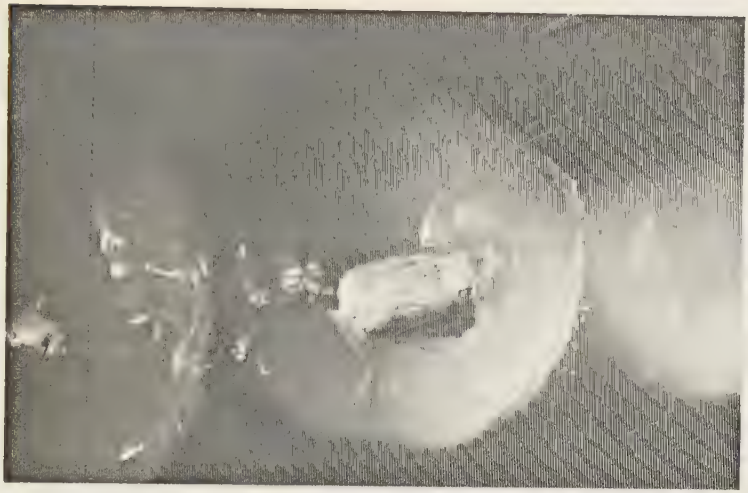


b)

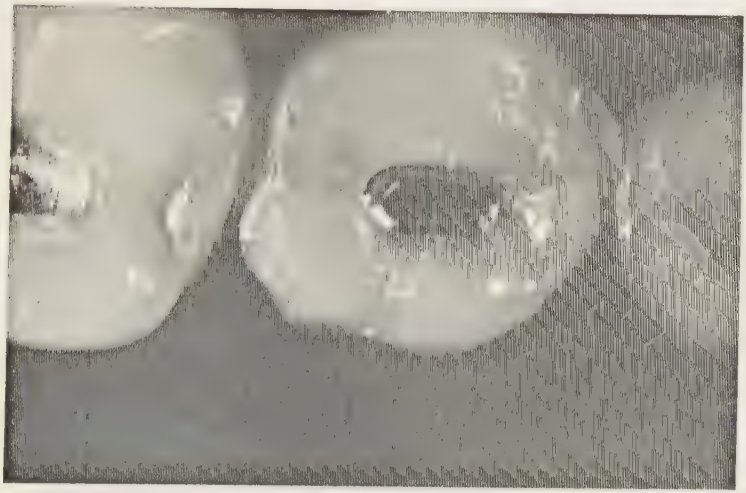


c)

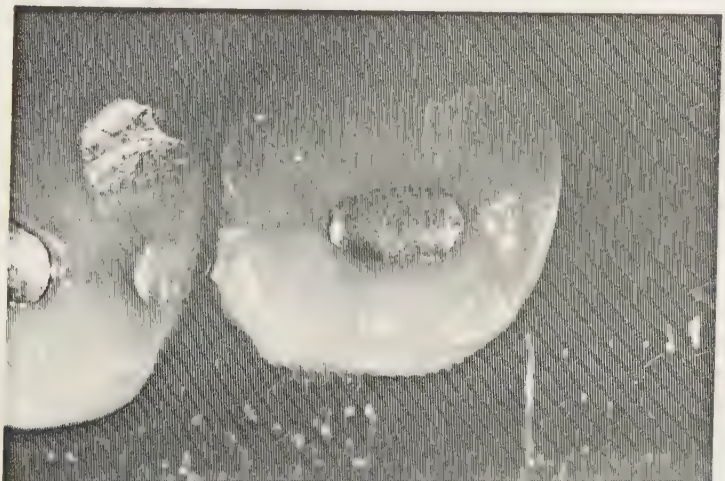
Zahn 26



a)



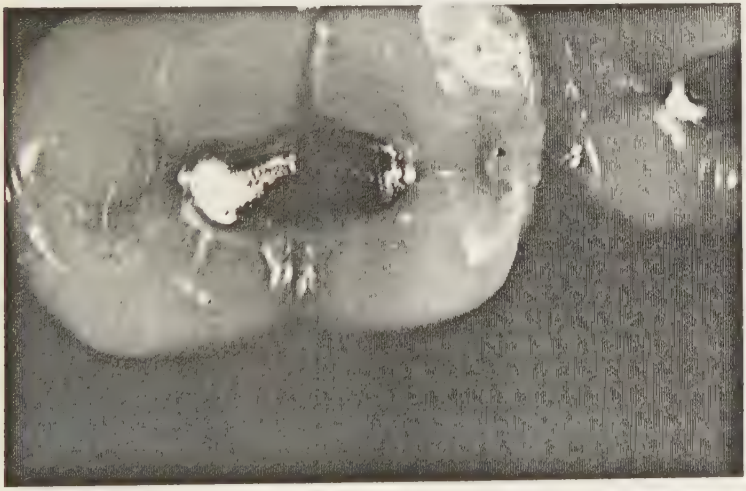
b)



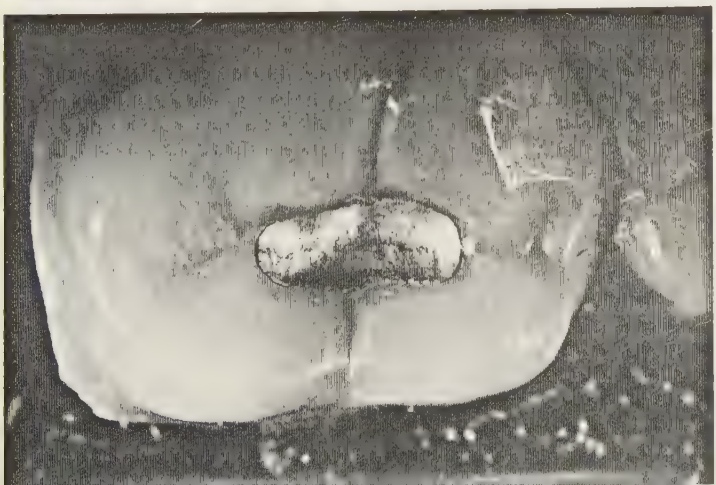
Zahn 35

c)

a)

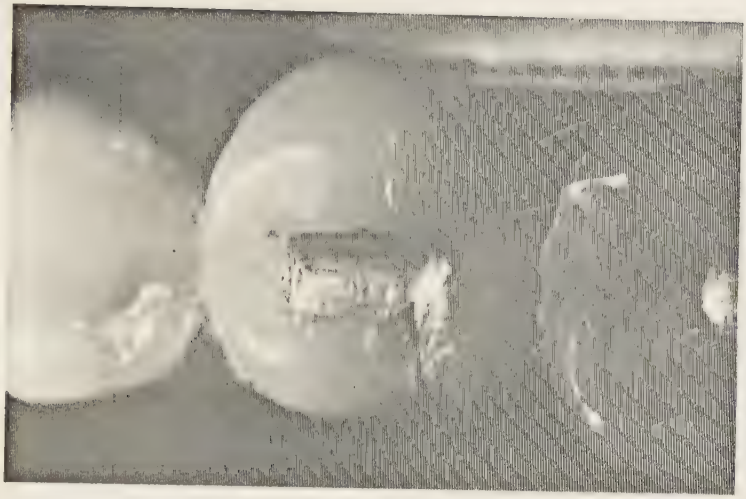


b)

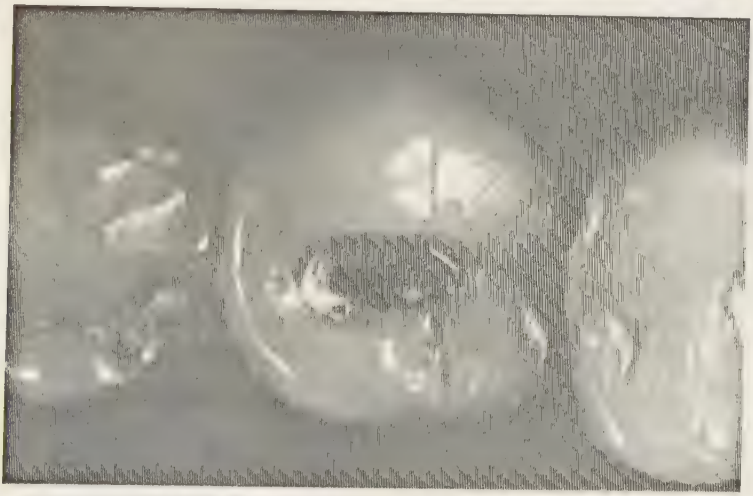


Zahn 36

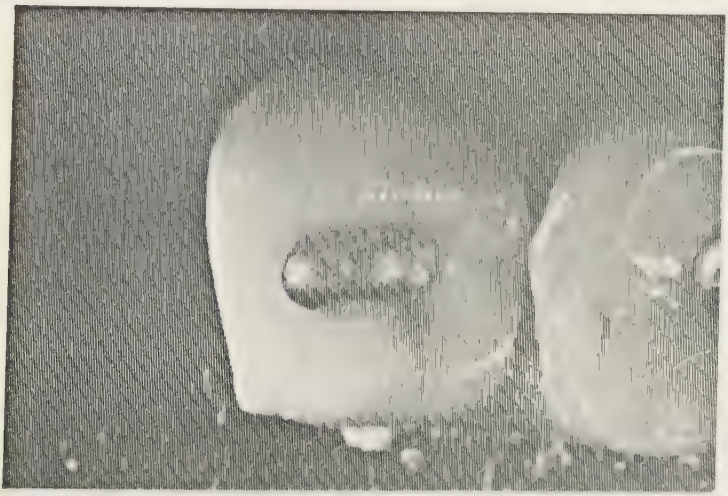
c)



a)

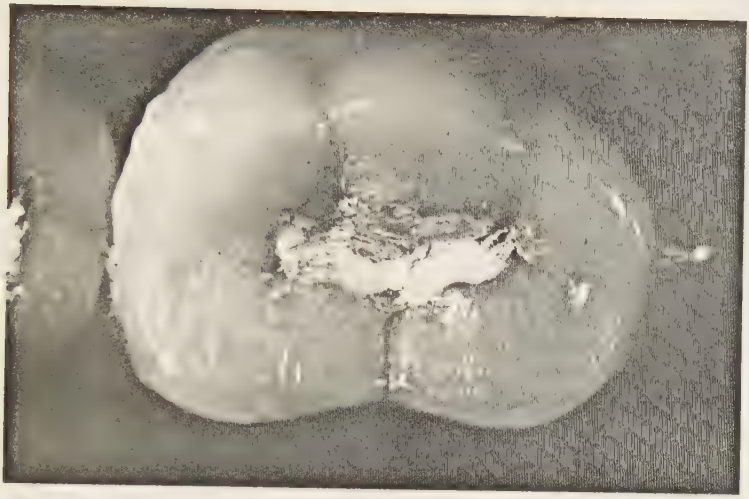


b)

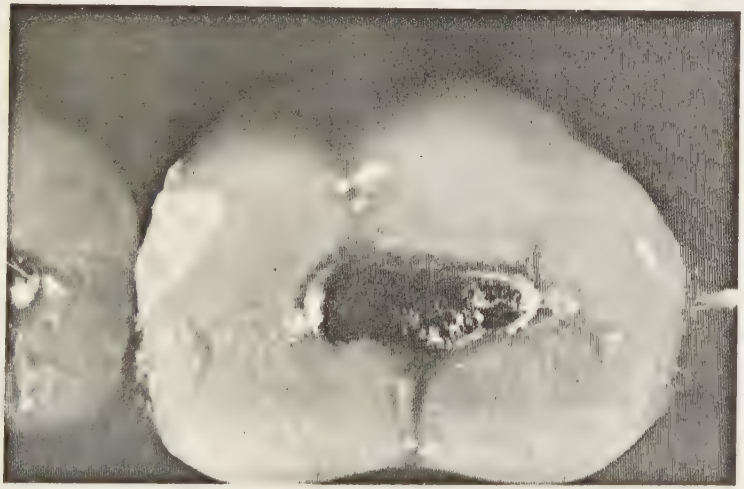


c)

Zahn 45



a)



b)

Zahn 46

c)

Anlage 1

Medizinische Einrichtungen
der Universität Düsseldorf

Westdeutsche Kieferklinik
und Poliklinik

Betr.: Forschungsarbeit über Zahnfüllungsmaterialien

Sehr geehrte(r) Herr/Frau .....

Im Rahmen einer Forschungsarbeit über Füllungsmaterialien legen wir in einige Zähne der von der prothetischen Abteilung hergestellten Prothesen Füllungen.
Diese Füllungsmaterialien sollen unter klinischen Bedingungen exakt untersucht werden,da nach einiger Zeit unvermeidlich auftretende Randspalten zu erneuter Karies und/oder zu Entzündungen benachbarter Gingiva führen.
Im Rahmen unserer Untersuchungen hoffen wir mit Ihrer Hilfe, die zahnärztliche Versorgung unserer Patienten in der Zukunft erheblich verbessern zu können.Es werden Ihnen keine Unannehmlichkeiten entstehen,außer daß wir Sie bitten,sechs und zwölf Monate nach Erhalt Ihrer Prothese zu einer Nachuntersuchung Ihres Zahnersatzes unsere Klinik noch einmal aufzusuchen.
Dabei wäre es gleichzeitig möglich,an der Prothese aufgetretende Mängel mit zu beseitigen.
Danach werden dann die betroffenen Zähne Ihrer Prothese von uns ausgewechselt,und Sie haben dann wieder einen in jeder Beziehung einwandfreien Zahnersatz zur Verfügung.
Wir bedanken uns jetzt schon für Ihr freundliches Entgegenkommen.

Ich erkläre hiermit mein Einverständnis.

Düsseldorf,den.....

.....

(Unterschrift des Patienten)

Protokoll

Name des Patienten:.....

Geburtsdatum:.....

Anschrift:.....

Telefonnummer:...../.....

Zahnstatus

18	17	16	15	14	13	12	11	21	22	23	24	25	26	27	28
48	47	46	45	44	43	42	41	31	32	33	34	35	36	37	38

Besondere Angaben:

Allgemeine Angaben: (vom Untersuchenden abzuzeichnen)

Kavitätenpräperation am:

Füllung gelegt am:

Polituren am:

Abdruck am:

Fotostatus am:

1. Nachuntersuchung am:
(Abdruck / Fotostatus)

2. Nachuntersuchung am:
(Abdruck / Fotostatus)

Zähne ersetzt am:

Untersuchung der Zähne am:

Anlage

Patientenerhebungsbogen vom .....

Betr.:Pflege und Beanspruchung der Prothese

Name des Patienten:.....
Art der Prothese:.....
Zeitpunkt der Eingliederung:.....
Art und Anzahl der Füllungen:.....
.....
.....
.....
.....
.....

A. Trageweise der Prothese

-ständig (Tag und Nacht) ja/nein
-nur tagsüber ja/nein
-besondere Angaben:

B. Pflege der Prothese

-lt. Pflegeanweisung ja/nein
-Aufbewahrung nachts:.....
-Reinigung(abweichend von der Pflegeanweisung):.....
.....
.....

C. Mechanische Beanspruchung

-Essgewohnheiten (Art der Speisen):.....
.....
.....
-Spezielle Gewohnheiten (z.B. Zähneknirschen):.....
.....
-Sonstiges:.....
.....
.....

Anlage 4

Medizinische Einrichtungen
der Universität Düsseldorf

Westdeutsche Kieferklinik
und Poliklinik

Betr.: Forschungsarbeit über Zahnfüllungsmaterialien

PFLEGEANWEISUNG

Sehr geehrte(r) Frau/Herr .....

Hiermit bitten wir Sie,die in der Kieferklinik angefertigte Prothese sorgfältig und möglichst nach unseren Anweisungen zu pflegen.
Aus diesem Grund erhalten Sie beiliegend ein Pflegeset,bestehend aus Prothesenzahnbürste und Dentipur-Zahncreme.
Benutzen Sie bitte möglichst keine anderen Reinigungsmittel,da ansonsten nicht nur Ihre Prothese unnötig beansprucht wird,sondern auch die Ergebnisse der durchzuführenden Forschungsarbeit verfälscht würden.
Für eventuelle Rückfragen stehen wir Ihnen jederzeit zur Verfügung.
Wir bedanken uns jetzt schon für Ihre Mitarbeit.

Cand.med.dent K.P.Benedix

Cand.med.dent P.Bock

7. Literaturverzeichnis

1. Advokaat, J.G.A., Akerboom, H.B.M., van Amerongen, W.E., Borgmeyer, P.J., and van Reenen, G.J.,
The influence of the preparation on the durability of the amalgam-restoration
J. dent. Res. 1979, Spec. Iss. A, Abstract No. 423

2. American Dental Association,
Revised American Dental Association Specification No. 1 for Alloy for Dental Amalgam
J. Amer. dent. Ass. 1977, 95, 614 - 617

3. American Dental Association,
Addendum to American National Standards Institute/American Dental Association Specification No. 1 for Alloy for Dental Amalgam
J. Amer. dent. Ass. 1980, 100, 246 - 247

4. American Dental Association
Guide to Dental Materials and Devices
Recommended Standard Practices For Biological And Clinical Evaluations
ADA, Chicago 1976, 8. Ed., Chapter 16

5. Barnes, I.E.,
Replication techniques for the scanning electron microscope
J. dent. Res., 1978, 4, 327 - 341

6. Baume, L.J.,
Die Amalgamfüllung anno 1601
Öst. Z. Stomat. 1958, 55, 188

7. Bergmann, M., Ginstrup, O., and Nilner, K.,
Potential and polarization measurements in vivo of oral galvanism
Scand. J. Dent. Res. 1978, 86, 135 - 145

8. Binus, W. und Wehner, E.,
Mißerfolgsquote bei Amalgam- und Gußfüllungen
Dtsch. Stomat. 1971, 21, 302 - 305

9. Boyer, D.B. and Torney, D.L.,
Mikroleakage of amalgam restorations with high-copper content
J. Amer. dent. Ass. 1979, 99, 199 - 202

10. Castagnola, L. und Wirz, J.,
Quecksilberverdampfung bei der Amalgamverarbeitung, insbesondere beim Gebrauch vordosierter Kapseln
Quintessenz, Nr. 1,1974, 1 - 8

11. Castagnola, L., Wirz, J. und Garberoglio, R.,
Klinische und materialspezifische Aspekte herkömmlicher und gamma-2-freier Amalgame
Zahnärztl. Prax., 1979, 12, 549 - 562

12. Dahl, J.E., and Eriksen, H.M.,
Reasons for replacement of amalgam dental restorations
Scand. J. Dent. Res. 1978, 86, 404 - 407

13. Dreyer-Jørgensen, K., Horsted, P., Janum, O., Krogh, J., and Schultz, J.,
Abrasion of Class I restorative resins
Scand. J. Dent. Res. 1979, 87, 140 - 145

14. Dreyer-Jørgensen, K.,
Füllungsmaterialien
Quintessenz, Nr. 5,1974, 51 - 58

15. Dreyer-Jørgensen, K.,
Amalgame in der Zahnheilkunde
München 1977, Hanser-Verlag

16. Ederer, J.,
Probleme der Amalgamfüllung in Vergangenheit und Gegenwart
Diss., 1967, Düsseldorf

17. Eichner, K.,
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung
Berlin 1981, Hütig-Verlag

18. Fischer, C.H.,
Die Amalgamfüllung
Dtsch. zahnärztl. Z., 1965, 20, 6, 552 - 558

19. Forsten, L.,
Marginal fracture of Dental Amalgams
Scand. J. Dent. Res. 1976, 84, 430 - 433

20. Goldberg, J., Munster, E., Spangberg, E., Sanchez, L., and Lambert, K.,
Experimental design in the clinical evaluation of amalgam restorations
J. dent. Res. 1979, Spec. Iss. A, Abstract No. 419

21. Healey, H.J.,
A Clinical Study of Amalgam Failures
J. dent. Res. Oct. 1949, 28, 5, 439 - 446

22. International Organization For Standardization
International Standard ISO 1559 (1978)
Alloy for dental amalgam

23. Ketterl, W.,
Präparationsmethoden für Kavitäten und Kronenstümpfe
Quintessenz, Nr. 4, 1974, 67 - 69

24. Lester, K.S.,
Restorations: selection and placement
Aust. dent. J., 1974, 19, 4 - 7

25. Letzel, H., Aardening, Fick, J.M., Leusen, J. van, and Vrijhoef, M.M.A.,
Tarnish, Corrosion, Marginal Fracture, and Creep of Amalgam Restorations: A Two-Year Clinical Study
J. dent. Res., 1978, 57, Spec. Iss. A, Abstract No. 356

26. Mahler, D.,
Report of Operative Materials Area
Conference On Clinical Evaluation Of Dental Materials
June 21 - 23, 1978; Chicago, Illinois; 1 - 9

27. Marshall, G.W., Jackson, B.L., Marker, and Marshall, S.J.,
Cu-Rich and Conventional Amalgams
After Clinical Use
J. dent. Res. 1979, Spec. Iss. A, Abstract No. 357

28. Matyas, J.,
Burnishing and Its Effectiveness in Sealing Margins
Of Amalgam Restorations: A Laboratory Study
Operative Dentistry 1978, 3, 103 - 107

29. May, K.N., Wilder, A.D., and Leinfelder, K.F.,
Two year clinical evaluation of pre-carve burnished
amalgam restorations
J. dent. Res. 1979, Spec. Iss. A, Abstract No. 426

30. McDonald, R.E.,
Clinical Observations on a contracting amalgam alloy
J. dent. Res. 1950, 29, 482 - 485

31. Meier, Ch. und Lutz, F.,
Verschleißmessungen in vivo an okklusalen Komposits-
und Amalgamfüllungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 1978, 33, 617 - 622

32. Mjör, I.A., and Espevik, S.,
Assessment of variables in clinical studies of
amalgam restorations
J. dent. Res. 1979, Spec. Iss. A, Abstract No. 428

33. Morris, C.F., and Heuer, G.A.,
Measurement of cavosurface angles in conventional
cavity preparations for amalgam
J. dent. Res. 1979, Spec. Iss. A, Abstract No. 427

34. Nagem-Filho, H.,
Tissue reaction to dispersion alloy amalgam
J. dent. Res. 1978, 36, 4, 399 - 403

35. Nitkin, D.A., and Goldberg, A.J.,
The effect of immediate polishing on amalgam restorations
J. dent. Res. 1979, Spec. Iss. A, Abstract No. 351

36. Normenausschuß Dental im DIN
Dentalwerkstoffe
Legierungen zum Herstellen von Amalgam
DIN 13904 Teil 1, 1981

37. Okabe, T., Mitchell, A., Butz, M.B., and Fairhurst, C.W.,
A Study of High Copper Amalgams
J. dent. Res. 1978, 57 (11-12), 975 - 982

38. Osborne, J.W., Gale, E.N., Chew, C.L., Rhodes, B.F., and Phillips, R.W.,
Clinical Performance and Physical Properties of Twelve Amalgam Alloys
J. dent. Res. 1978, 57 (11-12), 983 - 988

39. Pantke, H.,
Fehler in der Präparationstechnik
Zahnärztl. Welt, Sonderheft 1973

40. Phillips, R.W.,
Science of Dental Materials
London 1973, W.B. Saunders Company

41. Pilz, W., Plathner, C.H. und Taatz, H.,
Grundlagen der Kariologie und Endodontie
München 1979, Hanser-Verlag

42. Rehberg, H.J.,
Der derzeitige Stand bei Dental-Amalgamen
Persönliche Mitteilung

43. Riethe, P.,
Die Quintessenz der Amalgamanwendung
Berlin 1971, Quintessenz-Verlag

44. Rümann, F.,
Komposits als Amalgamersatz - klinische und experimentelle Resultate
Quintessenz, Nr. 3,1980, 133 - 138

45. Sauerwein, E.,
Zahnerhaltungskunde
Stuttgart 1976, Thieme-Verlag

46. Schnorr, J.,
Epidemiologische Studien
Stomat. DDR 1976, 26, 430 - 434

47. Stanford, J.W.,
Revised Outline for Research Protocol, Recommended Format for Protocol for Clinical Research Program, procedural Guide for Clinical Comparison of Two Composite Restorative Materials Using Acid Etch Technique and the Criteria for Evaluation
Circular Letter no. 177
der Federation Dentaire Internationale
20. August 1976

48. Stawinski, K. und Wender, M.,
Kritische Untersuchungen zum Problem des Amalgams als ätiologischer Faktor bei der multiplen Sklerose
Quintessenz, Nr. 9, 1978, 121 - 122

49. Straßburg, M. und Schübel, F.,
Generalisierte allergische Reaktion durch Silberamalgamfüllungen
Dtsch. zahnärztl. Z. 1967, 22, 3 - 9

50. Turner, D., Corpron, R., Asgar, K., Busquet, D., and Osorno, G.,
Effects of early finishing and polishing of amalgam restorations
J. dent. Res. 1979, Spec. Iss. A, Abstract No. 353

51. Williams, H.A.,
Surface characteristics of resin-coated composite restorations
J. Amer. dent. Ass. 1978, 97, 463 - 467

Lebenslauf

Ich, Klaus-Peter Benedix, wurde am 23. Februar 1956 als Sohn des Bauingenieurs Kurt Benedix und seiner Frau Irmhild geb. Bauchmann in Celle geboren.

Von 1962 bis 1966 besuchte ich die Altstädter Volksschule in Celle. Im Jahre 1966 wechselte ich auf das Gymnasium Ernestinum, wo ich 1975 mein Abitur ablegte.
Am 2.7.1975 wurde ich als Sanitätsoffiziersanwärter bei der Bundeswehr eingestellt. Im Oktober 1975 begann ich das Studium der Zahnmedizin an der Universität Düsseldorf, an der ich 1981 mein Staatsexamen ablegte.
Im August 1981 übernahm ich die Leitung einer Zahnarztgruppe der Bundeswehr in Flensburg.
Seit 1980 bin ich verheiratet.
Vor drei Jahren begann ich mit der Arbeit an der vorliegenden Dissertation.

Lebenslauf

Am 13. März 1950 wurde ich, Jörg-Peter Bock, als zweites Kind der Eheleute Dr. med. Hans-Hermann Bock und seiner Ehefrau Inge Margret, geborene Hempelmann, in Höxter geboren.

Von 1957 bis 1961 besuchte ich die Volksschule zu Boffzen. Danach wechselte ich auf das Gymnasium und legte am 18. Juni 1970 das Abitur am mathematisch-naturwissenschaftlichen Landschulheim Schloß Hagerhof zu Bad Honnef ab.
Im Wintersemester 1970/71 immatrikulierte ich mich im Fach Humanmedizin an der Albrecht-Ludwig-Universität zu Freiburg. Nach nicht bestandener ärztlicher Vorprüfung exmatrikulierte ich mich im Wintersemester 1975/76.
Bis zur Immatrikulation im Fach Zahnmedizin an der Universität Düsseldorf im Sommersemester 1977 arbeitete ich bei der Firma B. Braun, Melsungen, im Angestelltenverhältnis.
Das Staatsexamen im Fach Zahnmedizin bestand ich im Mai 1981 an der Universität Düsseldorf. Seit dem 20. Juni 1981 arbeite ich als Assistenzarzt in der Praxis des Zahnarztes Dr. med. dent. G. Bäcker zu Hemer.
Im Jahre 1978 begann ich mit der Arbeit an der vorliegenden Dissertation.

52. Zahradnik, R.T., Propas, D., and Moreno, E.C.,
Effect of Salivary Pellicle Formation Time on In Vitro Attachment and Demineralization by Streptococcus mutans
J. dent. Res. 1978, 57 (11-12), 1036 - 1042